Aus der Abteilung Sportmedizin
Kommissarischer Leiter: Professor Dr. L. Seipel
im Zentrum Innere Medizin der Universität Tübingen

AUSWIRKUNGEN EINES „WINTERTRAININGS" IM RUDERN AUF KRAFT- UND AUSDAUERKOMPONENTEN

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
WOLFGANG BIRKNER
aus Stuttgart

1987

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543904_0088

Aus der Abteilung Sportmedizin
Kommissarischer Leiter: Professor Dr. L. Seipel
im Zentrum Innere Medizin der Universität Tübingen

AUSWIRKUNGEN EINES „WINTERTRAININGS" IM RUDERN AUF KRAFT- UND AUSDAUERKOMPONENTEN

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
WOLFGANG BIRKNER
aus Stuttgart

1987

Dekan:	Professor Dr. J. Dichgans
1. Berichterstatter:	Professor Dr. D. Jeschke
2. Berichterstatter:	Professor Dr. W. Heitland
3. Berichterstatter:	Professor Dr. L. Seipel

Druck: Zeeb-Druck, Tübingen 7 (Hagelloch)

Meinen Eltern gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1. EINLEITUNG UND FRAGESTELLUNG	1
2. METHODE	2
2.1. Probanden	2
2.2. Untersuchungsmethoden	5
2.2.1. Spiroergometrie	5
2.2.2. Kraftmessung	5
2.2.3. EMG	6
2.2.4. Durchblutungsmessung	9
2.2.5. Zeitlicher Ablauf	10
2.3. Art des Trainings	11
2.4. Statistik	14
3. ERGEBNISSE	15
3.1. Spiroergometrie	15
3.2. Submaximale hämodynamische Parameter	19
3.2.1. Blutdruck	19
3.2.2. Herzfrequenz	20
3.3. Durchblutungsmessung	23
3.4. Beziehung Durchblutung/Sauerstoffaufnahme und Durchblutung/Leistung	24
3.5. Kraftmessung	25
3.6. iEMG	28
3.7. Beziehung zwischen Kraft und iEMG	32
3.8. Beziehung Kraft/Leistung, Kraft/Lactat Ergometer und Kraft/Durchblutung	34
3.9. Beziehung zwischen iEMG und Lactat	36
3.10. Auswertung der Trainingsprotokolle	37

4. DISKUSSION 38

4.1. Methode 38
4.2. Ergebnisse 44
4.2.1. Spiroergometrie 44
4.2.2. Durchblutung 44
4.2.3. Blutdruck 46
4.2.4. Kraft und EMG 48
4.2.5. Praktische Konsequenzen 52

5. ZUSAMMENFASSUNG 56

6. TABELLENANHANG 58

7. LITERATURVERZEICHNIS 70

1. EINLEITUNG UND FRAGESTELLUNG

Nach jahrelangem Schwerpunkt "Ausdauer" konzentriert sich das Interesse der Sportwissenschaft in den letzten Jahren auch auf die Komponente "Kraft". Unter Laborbedingungen wurden die verschiedenen Methoden des konzentrischen, isometrischen, exzentrischen und isokinetischen Trainings miteinander verglichen (30,33,42,56, 57,67).

In Theorie und Praxis hat dies bereits zu einer Neustrukturierung des Maximal= und Schnellkrafttrainings geführt (11,12)

Über die Effektivität eines komplexen, für die Praxis empfohlenen Krafttrainings liegen unseres Wissen keine Studien vor. Dazu bot sich die Sportart Rudern an, bei der im Wintertraining neben der Grundlagenausdauer vornehmlich Kraft und Kraftausdauer entwickelt werden sollen (2,5,21,28).

Ziel dieser Studie war es, die durch ein in Rudervereinen übliches Wintertraining erzielbaren physiologischen Veränderungen unter folgenden Fragestellungen zu messen:

- Welchen Einfluß hat das Training auf die Maximalkraft?
- Lassen sich Änderungen der elektrischen Aktivität feststellen?
- Verbessern sich die Ausdauerparameter?
- Ändern sich die submaximalen hämodynamischen Parameter?

Am Ende dieser Arbeit werden wir auf die eventuell zu ziehenden Konsequenzen für das Training eingehen.

2. METHODE

2.1. Probanden,

Bei 31 Jugendlichen im Alter von 15-17 Jahren wurden Anfang November 1984 und Ende Februar 1985 Kraft=,EMG=, Spiroergometrie= und Durchblutungsuntersuchungen durchgeführt.

Diese Probanden bestanden zur Hälfte aus jugendlichen Ruderen, die alle der Jugendabteilung des Tübinger Rudervereins angehörten. Davon befanden sich zum Zeitpunkt der Untersuchung 6 im vierten Trainingsjahr, d.h. sie hatten alle schon drei Jahre Wintertraining und drei Regattasaisons hinter sich. Sie hatten mindestens eine Endlaufteilnahme bei den Deutschen Jugendmeisterschaften erreicht, zwei von ihnen waren bereits zweimal Deutscher Jugendmeister geworden (= Gruppe R I). Die anderen 10 Ruderer waren bereits einmal beim Schulwettbewerb "Jugend trainiert für Olympia" gestartet und nahmen das erste Mal ein Wintertraining auf (= Gruppe R II).

Jeder der Ruderer wurde gebeten, einen gleichaltrigen Klassenkameraden mitzubringen, der sich an beiden Terminen untersuchen ließ, wodurch eine Kontrollgruppe aus 15 Probanden zustande kam (=Gruppe K).

Tab. 1 zeigt die anthropometrischen Daten der Probanden. Für die Gesamtgruppe der Ruderer und die Kontrollgruppe ergab sich jeweils ein Durchschnittsalter von 15,9±0,8 Jahren. Durch die Unterteilung der Ruderer in zwei Gruppen wiesen jedoch RI und RII gegnüber K ein signifikant ($p<0,05$) höheres bzw. niedrigeres Durchschnittsalter auf.

Die durchschnittliche Körpergröße der Kollektive unterschied sich nicht. Das mittlere Körpergewicht in RI war signifikant höher als in Gruppe K ($p<0,05$). Innerhalb des Untersuchungszeitraumes erhöhte sich das Gewicht der Gruppen RII und K um 1,2% bzw. 3,4% ($p<0,05$). Das Gewicht der Gruppe RI blieb konstant.

Zur Bestimmung des Gesamtkörperfettgehalts wurde die Hautfaltendicke an 3 Meßstellen bestimmt. Diese Hautfaltendicke, die als Summe von Calibermessungen an der Dorsalseite des hängenden linken Oberarmes in Längsrichtung, in Verlängerung der Scapularlinie unterhalb der Scapula und an einer horizontal abgehobenen Hautfalte 5cm seitlich des Nabels gemessen wird, steht in enger Korrelation zum Gesamtkörperfett (64). Zwischen den Gruppen bestanden keine Unterschiede. Zwischen November und Februar verringerte sich der Körperfettgehalt nur in der Gruppe RI signifikant ($p<0,05$) von 7,5% auf 6%.

Tab. 1: Anthropometrische Daten der Probanden

a) November 84

		R I (n=6)	R II (n=10)	K (n=15)
Alter (in Jahren)	$\bar{x}$	16,8	15,3	15,9
	s	±0,4	±0,48	±0,8
Körpergröße (in cm)	$\bar{x}$	181	180	177
	s	±7,22	±6,66	±6,88
Gewicht (in kg)	$\bar{x}$	72,o	65,6	63,7
	s	±6,08	±8,64	±5,91
Hautfalten (in mm)	$\bar{x}$	26,0	31,3	25,3
	s	±6,0	±14,3	±5,8

UNIV. LIBRARY KIEL

b) Februar 85

		R I (n=6)	R II (n=10)	K (n=15)
Alter (in Jahren)	$\bar{x}$	17,3	15,7	16,4
	s	±0,52	±0,48	±0,91
Körpergröße (in cm)	$\bar{x}$	182	180	178
	s	±6,90	±6,82	±6,95
Gewicht (in kg)	$\bar{x}$	72,o	66,4	65,9
	s	±5,20	±9,00	±6,29
Hautfalten (in mm)	$\bar{x}$	22,0	26,0	24,9
	s	±6,0	±7,8	±5,6

2.2. Untersuchungsmethoden

2.2.1. Spiroergometrie:

Die Ergometerbelastung erfolgte auf dem Fahrradergometer SIEMENS ELEMA Ergometriesystem 380 B , wobei mit der computergesteuerten Anlage ERGOPNEUMOTEST-DATASPIR der Fa. JAEGER, nach dem offenen System arbeitend, die Sauerstoffaufnahme, die Sauerstoffaufnahme/ kg Körpergewicht, das Atemminutenvolumen, die Atemfrequenz, die Herzfrequenz, der Sauerstoffpuls und der respiratorische Quotient bestimmt und aufgezeichnet wurden. Bei 50 Watt beginnend wurde die Leistung alle 2 Minuten um 50 Watt bis in den Erschöpfungsbereich des Probanden gesteigert.

Der Blutdruck wurde nach RIVA-ROCCI jeweils am Ende der Belastungsstufe gemesssen. Vor der Belastung, am Ende jeder Stufe und 1, 3 und 5 Minuten nach Belastung wurden Blutproben aus dem hyperämisierten Ohrläppchen entnommen und daraus Lactatwerte nach der enzymatischen Methode der Fa. BOEHRINGER (Test-Combination Lactat, UV-Test) bestimmt.

Die Vitalkapazität und die Einsekundenkapazität nach TIFFENEAU wurde mit einem SPIROMETER TYP S der Fa. VITALOGRAPH gemessen.

2.2.2. Kraftmessung:

Da im Rudern der Unterschenkelstreckung und der Armbeugung eine besondere Bedeutung zukommen, bestimmten wir auch aus methodischen Gründen die dabei erzielten Kräfte. Es wurde die statische Kraft mit dem ELAG-ISOMETER der Fa. EMBRICH nach HETTINGER (30) gemessen. Dabei wurde der Proband in der Sitzwanne mit einem Beckengurt und zwei Schulterstützen so fixiert, daß der Rücken gut der Rückenplatte anliegend war und die Füße den Boden gerade nicht berührten.

Zur Messung der Unterschenkelstreckung wurde der Winkel zwischen Unter- und Oberschenkel auf 90 Grad eingestellt und eine über eine Kette am U-Rahmen befestigte Schlaufe um den Unterschenkel gelegt, die mit ihrem Unterrand gerade oberhalb der Knöchel liegen sollte.

Zur Messung der Unterarmbeugung wurde der Winkel zwischen Unter- und Oberarm auf 90 Grad eingestellt. Der Oberarm lag dabei einer Armstütze an. Es wurde eine mittlere Pronationsstellung gewählt, so daß der Daumen nach oben zeigte. Eine Schlaufe, die mit ihrem Vorderrand direkt hinter dem Processus styloideus radii liegen sollte, wurde mit einer Kette am Boden befestigt.

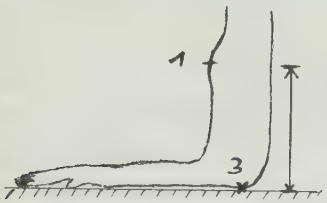
Die Höhe von Sitz und Schulterstütze und die jeweilige Entfernung zwischen Schlaufe und Kettenbefestigungspunkt wurden notiert, und der Proband bei der zweiten Untersuchung entsprechend fixiert.

Zwischen Schlaufe und Kette war der Meßfühler der Fa. INTERFACE eingespannt. Das Kraftmeßgerät, der WÄGEINDIKATOR UMC 2000 der Fa. ZIEGLER (Meßbereich 4905N), zeigte die vom Probanden aufgebrachte Kraft für ihn selbst und für den Versuchsleiter sichtbar mit einer Digitalanzeige an. Gleichzeitig wurde die Kraft über einen zwischengeschalteten Spannungswandler mit dem Schreiber MINGOGRAF CARDIREX 6 T der Fa. SIEMENS-ELEMA bei einer Schreibgeschwindigkeit von 50 mm/s registriert. Ein Schreiberausschlag von 4 mm entsprach dabei einer Kraft von 98N, was mit einem geeichten Gewicht täglich kontrolliert wurde.

2.2.3. EMG

Bei der Unterarmbeugung, immer des rechten Arms, wurden die EMG-Potentiale vom Musculus biceps brachii mittels Oberflächen=elektroden abgeleitet. Der Ableitpunkt für die differente Elektrode wurde so gewählt, daß der Proband den Unterarm im rechten Winkel mit offener Handfläche nach unten auf einen Tisch legte und anspannte. Auf den sichtbaren Muskelbauch wurde die Elektrode geklebt und der Abstand Muskelbauch-Tisch gemessen, um

beim zweiten Termin möglichst den gleichen Ableitpunkt zu nehmen (Abb.1). Die indifferente Elektrode wurde auf die proximale Ulna geklebt.

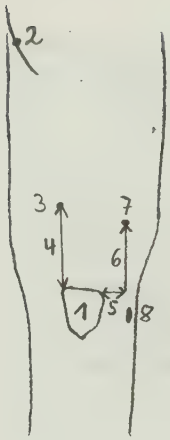


1= sichtbarer Muskelbauch
2= Distanz Muskelbauch-Tisch
3= prox. Ulna: Punkt für die indiff. Elektrode

Abb. 1: Ableitpunkte für den M. biceps

Bei der Unterschenkelstreckung, immer des rechten Beines, wurden die EMG-Potentiale vom Musculus rectus femoris und vom Musculus vastus medialis abgeleitet. Dazu wurde für die differente Elektrode beim M. rectus femoris der Punkt gewählt, der sich am stehenden Probanden bei entspannter Muskulatur in der Mitte der Oberschenkelbreite und einem Drittel der Distanz Patellaoberrand-Spina iliaca anterior superior proximal der Patella befand. Auch diese Entfernung wurde notiert. Die indifferente Elektrode wurde auf der Patella fixiert. Die differente Elektrode beim M. vastus medialis wurde 10 cm proximal des Patellaoberrandes 2 cm medial des medialen Patellarandes angeklebt. Die indifferente Elektrode dafür wurde auf dem Epicondylus femoris medialis fixiert (Abb. 2).

Die Erdelektrode wurde jeweils am linken distalen Unterschenkel angelegt.



1= Patella: Indiff. Elektrode für den M. rectus
2= Spina iliaca ant. sup.
3= Punkt diff. Elektrode für den M. rectus
4= 1/3 der Distanz Spina-prox. Patella
5= 2 cm
6= 10 cm
7= Punkt diff. Elektrode für den M. vastus
8= Epicondylus medialis: Indiff. Elektode für den M. vastus

Abb. 2:Ableitpunkte für M. rectus und für M. vastus

Nach Markierung der Ableitpunkte wurden die Probanden an diesen Stellen rasiert, die Haut mit Benzin gereinigt und die Elektroden nach Auftragen von Elektrodencreme mit Kleberingen fixiert.

Die elektrischen Spannungsänderungen zwischen den beiden Oberflächenelektroden wurden mit dem Zweikanal-EMG der Fa. TOENNIES über einen Vorverstärker und eine Verstärkereinheit (Verstärkung 200µV/E, Filter 10 kHz. Zeitkonstante 0,01 s) registriert. Durch den als Zusatzgerät eingebauten Myointegrator der Fa. TOENNIES wurden die Aktionspotentiale sofort als integriertes EMG (iEMG) berechnet. Gleichzeitig mit der Kraftkurve wurden EMG und iEMG auf dem Schreiber CARDIREX 6T aufgezeichnet.

Anhand dieser mit dem Cardirex mit 50mm/s geschriebenen Kurven wurden die Resets für das iEMG ausgezählt und als elektrische Aktivität in µV/s angegeben. Zudem wurde der Quotient "relative Aktivität" = Elektr. Aktivität / Kraft in µV/s. u. N berechnet.

2.2.4. Durchblutungsmessung

Die periphere Durchblutung wurde mit Hilfe des Venenverschluß=plethysmographen PERIQUANT 3500 nach Dr.Ing.JÜRGEN GUTMANN in Ruhe und nach dreiminütiger Ischämie bestimmt. Die Ruhedurchblutung wurde beim liegenden Probanden am linken Arm und am linken Bein gemessen. Durch eine in der Mitte des Oberarmes bzw. des Oberschenkels angebrachte Manschette wurde der venöse Abfluß durch Aufblasen auf 80 mmHg für jeweils 10 Sekunden unterbunden und die durch den nicht unterbundenen arteriellen Zufluß bedingte Volumenzunahme gemessen. Darauf folgte ein 50 Sekunden-Intervall ungestörter Durchblutung. Anhand der aufgezeichneten Kurven wurde aufgrund fünf aufeinanderfolgender Einzelmessungen der Mittelwert berechnet.

Die reaktive Hyperämie wurde nach dreiminütiger Ischämie bestimmt. Durch Aufblasen der Manschette auf 240 mmHg waren sowohl venöser Abfluß als auch arterieller Zufluß unterbrochen. In der folgenden Hyperämiephase wurde nach fünf Sekunden ungestörter Durchblutung fünf Sekunden lang der venöse Abfluß mit 80 mmHg Manschettendruck unterbrochen, immer im Wechsel bis annähernd wieder Ruhedurchblutung vorlag. Der Wert für die reaktive Hyperämie wurde ebenfalls anhand der aufgezeichneten Kurven ausgewertet. Bestimmt wurde dabei sowohl der erste Wert, der "first flow", als auch der damit nicht unbedingt identische höchste Wert, der "peak flow".

2.2.5. Zeitlicher Ablauf

Als erstes fand entweder die körperliche Untersuchung mit Messung des Ruheblutdruckes im Liegen oder die Durchblutungsmessung statt. Danach wurde die Versuchsreihe der Kraftmessung durchgeführt. Anschließend wurden die Probanden auf dem Fahrradergometer belastet.

Die Kraftmessung erfolgte nach einem genau festgelegten Zeitschema (Tab.2) Nach Abnehmen des Ruhelactatwertes an dem hyperämisierten Ohr, noch vor der Durchblutungsmessung, wurden zuerst alle Punkte für die Elektroden aufgezeichnet und diese Stellen vorbereitet. Nach Fixierung des Probanden auf dem Isometer wurden mit der Erdelektrode eventuell auftretende Störungen beseitigt. Es folgte die Kraftmessung, immer zuerst am Arm und dann am Bein, jeweils rechts.

Zuerst wurde die Maximalkraft ermittelt, wozu der Proband 15 Sekunden lang maximale Kraft entwickeln sollte. Der dabei erreichte Wert wurde auf der Digitalanzeige des Wägeindikators abgelesen. Nach drei Minuten Pause sollte der Proband bei 15%, 30%, 50%, 75% dieses Maximalwertes eine submaximale Kraft entwickeln. Diese Kraft war jeweils 7 Sekunden zu halten. Die ersten 2 Sekunden benötigte der Proband meist, um seine Kraft auf den vorgegebenen Wert einzustellen. Ausgewertet wurde die 3.-7. Sekunde, d.h. es wurde die durchschnittliche Kraft und durchschnittliche EMG-Aktivität in dieser Zeit ausgemessen. Nach 23 Sekunden Pause erfolgte die nächste Belastungsstufe. Als letztes sollte der Proband versuchen, die maximale Kraft 30 Sekunden zu halten. Hierbei wurde jeweils in der 2., 5., 10., 15., 20., 25., und 28. Sekunde Kraft und iEMG ausgemessen.

Der Proband hatte nun 5 Minuten Pause, in der Elektroden und Kraftmeßnehmer vom Arm ans Bein umgebaut werden konnten. Der zeitliche Ablauf am Bein entsprach dem am Arm. Sofort nach der Belastung des M. quadriceps erfolgte eine Blutabnahme zur Bestimmung der Lactatwerte 1 und 3 Minuten nach Kraftbelastung.

Tab. 2: Zeitlicher Ablauf der Kraftmessung

0. Vorbereitung; -Festlegen der Ableitpunkte -Fixierung der Probanden -Anbringen der Elektroden -Entstörung mit der Erdelektrode
1. Messung am Arm 1.1. 15 Sekunden maximal: Bestimmung der Maximalkraft 1.2. 3 Minuten Pause 1.3. 7 Sek. mit 15% d. Maximalkraft, 23 Sek. Pause 1.4. 7 Sek. mit 30% d. Maximalkraft, 23.Sek. Pause 1.5. 7 Sek. mit 50% d. Maximalkraft, 23 Sek. Pause 1.6. 7 Sek. mit 75% d. Maximalkraft, 23 Sek. Pause 1.7. 30 Sek: Halten der Maximalkraft 1.8. 5 Minuten Pause
2. Messung am Bein 2.1. - 2.7. entsprechend der Messung am Arm 2.8. Blutabnahme zur Lactatbestimmung.

2.3. Art des Trainings

Die Ruderer führten im Untersuchungszeitraum ein Wintertraining durch, wie es z.Zt. in vielen Rudervereinen üblich ist. Tab. 3 zeigt ein Beispiel für ein Kraftausdauerprogramm, Tab. 4 für ein Maximalkraftprogramm.
Je nach Witterung kam Lauftraining und Rudertraining im Boot hinzu. Um das tatsächlich absolvierte Trainingsprogramm beurteilen zu können, mußten die 16 Ruderer über den Zeitraum der Untersuchung

Trainingsprotokolle führen (Tab.5).Ausgewertet wurde dabei die in diesen 15 Wochen erreichte Gesamtwiederholungszahl bei den Kraftausdauerzirkeln, die gesamten geruderten Kilometer im Boot, die für Lauf aufgewendete Zeit und die auf dem Ruderergometer trainierte Zeit. Ferner sollte jede zusätzliche sportliche Betätigung, wie Skilanglauf, Skifahren oder Spiele angegeben werden.

Die Probanden der Gruppe K führten kein spezifisches Wintertrainung durch.Sie übten ihre persönlichen Sportarten Fußball, Basketball, Tischtennis, Fechten, Leichtathletik, Radfahren oder Tennis weiterhin aus.

Tab. 3: Beispiel für ein Kraftausdauerprogramm

1. 15 min Lauf
2. 5 min Gymnastik
3. Circuit: 4 Durchgänge, ohne Pause zwischen den einzelnen Stationen

Bankziehen (40-45 kg)	40x
Strecksprünge mit 15 kg	30x
Sit-ups mit 10kg	30x
Ergometer rudern	40x
Adlerschwingen	20x
Liegestütze + Strecksprung	20x
Klimmzüge	10x
Med.ball an Wand in Bauchl.	30x
Kniebeugen mit Armziehen (2x10kg)	30x
	280 Wiederholungen

4. 5 min. auslaufen

Tab. 4: Beispiel für ein Maximalkraftprogramm

1.	15min Lauf	
2.	5min Gymnastik	
3.	Circuit: 1 Durchgang	
	Bankziehen	30x
	Streckensprünge	25x
	Klappmesser	30x
	Ergometer rudern	40x
	Liegestütze + Strecksprung	2ox
	Kniebeuge mit Armziehen	3ox
4.	Hauptprogramm:	
	5x10	Klimmzüge
	5x10	Bankziehen mit ca. 80% d.Max.
	5x10	Ergometer rudern mit voller Kraft
	5x10	Kniebeuge mit Armziehen mit 2x15 kg
5.	Circuit wie oben: 2 Durchgänge	
6.	20min Lauf	

Tab. 5: Form der Trainingsprotokolle

Name:		Geb.datum:		
Mannschaft:		Wochen-Nr.:		
Datum	Kraftausdauer Zeitdauer/ Anzahl WH	Rudern km/ Puls	Lauf min/ Puls	Sonstige Spiel/ Ski-LL etc

2.4. Statistik

Zur statistischen Auswertung verwendeten wir zum Vergleich der Mittelwerte der einzelnen Gruppen den WILCOXON-Test für zwei Stichproben.

Um Unterschiede während des Untersuchungszeitraumes innerhalb der Gruppen festzustellen, verwendeten wir den WILCOXON-Test für Paardifferenzen.

Bei der Untersuchung der Beziehung der verschiedenen Parameter zueinander berechneten wir den Korrelationskoeffizienten r und die lineare Regression $y=ax + b$.

Die Irrtumswahrscheinlichkeit von $p<0,05$ wurde als Signifikanzschranke angenommen.

3. ERGEBNISSE

3.1. Spiroergometrie

Die Probanden wurden jeweils bis zur subjektiven Erschöpfung belastet. Die Tab. 6a und 6b zeigen die Werte für die ereichte maximale Leistung, die dabei ereichte maximale Herzfrequenz (HF max), die gemessene maximale Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_2$ max), das maximale Atemminutenvolumen ($\dot{V}_E$ max) sowie die Lactatdifferenz zwischen Ruhewert und max. Wert nach Belastung (ΔLactat). Zusätzlich wurde die Vitalkapazität (VK) aufgeführt.

In der Tab. 6b ist das Ergebnis der statistischen Überprüfung (nach WILCOXON) der Unterschiede zwischen November und Februar angegeben. (n.s.= nicht signifikant).

Bei der maximalen Leistung verbesserten sich die Ruderer RI und RII um durchschnittlich 21 Watt bzw. 15 Watt ($p<0,05$). Die Leistung der Kontrollgruppe stieg um 4 Watt (n.s.).

Bei der maximalen Herzfrequenz waren keine signifikanten Änderungen festzustellen. Die max. Sauerstoffaufnahme zeigte in allen Gruppen keine signifikanten Änderungen, allerdings verbesserte sich der Mittelwert in Gruppe RI um 0,17 l/min, in Gruppe RII um 0,21 l/min, während die Kontrollgruppe mit 0,02 l/min praktisch keine Differenz aufwies.

Die Mittelwerte des Atemminutenvolumens stiegen in allen drei Gruppen an, in RII und K mit $p<0,01$ signifikant.

Die Lactatdifferenz vor und nach Fahrradbelastung war in den Rudergruppen im Februar größer als im November, allerdings nur in Gruppe RII mit $p<0,05$ signifikant.

Die Bestimmung der Vitalkapazität brachte für RII und K im Februar signifikant höhere Werte ($p<0,01$).

Tab. 6a: Maximalwerte der Spiroergometrie (November)

		R I	R II	K
Leistung (in Watt)	$\bar{x}$	385	338	316
	s	±32,0	±53,0	±29,3
HF max (1/min)	$\bar{x}$	199	196	198
	s	±5,6	±5,23	±7,74
$\dot{V}O_2$ max (1/min)	$\bar{x}$	4,83	3,89	3,79
	s	±0,33	±0,56	±0,46
$\dot{V}_E$ max (1/min)	$\bar{x}$	163	139	131
	s	±17,5	±15,2	±15,6
ΔLactat (mmol/l)	$\bar{x}$	9,88	10,17	10,14
	s	±2,02	±1,91	±1,67
VK (Liter)	$\bar{x}$	5,54	5,22	4,97
	s	±0,64	±0,67	±0,65

Tab. 6b: Maximalwerte der Spiroergometrie (Februar)

		R I	R II	K
Leistung (in Watt)	$\bar{x}$	406	353	320
	s	±29,3	±56,5	±27,1
	p	p<0,05	p<0,01	n.s.
HF max (1/min)	$\bar{x}$	196	196	195
	s	±5,16	±8,25	±6,63
	p	n.s.	n.s.	n.s.
$\dot{V}O_2$ max (1/min)	$\bar{x}$	5,00	4,10	3,81
	s	±0,33	±0,57	±0,40
	p	n.s.	n.s.	n.s.
$\dot{V}_E$ max (1/min)	$\bar{x}$	174	156	142
	s	±16,8	±18,1	±13,7
	p	n.s.	p<0,01	p<0,01
Δ Lactat	$\bar{x}$	12,05	12,02	10,80
	s	±3,15	±2,70	±1,77
	p	n.s.	p<0,05	n.s.
VK (Liter)	$\bar{x}$	5,58	5,44	5,20
	s	±0,63	±0,71	±0,64
	p	n.s.	p<0,01	p<0,01

Bei dem Vergleich der spiroergometrischen Daten zwischen den drei Gruppen (Tab. 7) ergaben sich eindeutige Unterschiede insbesondere bei der maximalen Leistung. Die Leistung der Gruppe RI war an beiden Terminen gegenüber RII und K besser ($p<0,005$ bzw. $p<0,05$). Im November lag die Gruppe RII mit 338 Watt gegnüber 316 Watt etwas höher als K (n.s.). Der Unterschied nach Training im Februar war mit 353 Watt gegenüber 320 Watt signifkant ($p<0,05$). Der Vergleich von RII und K erbrachte keinen Unterschied. Bezüglich Herzfrequenz, Lactat und Vitalkapazität fanden wir keine Differenzen.

Tab. 7: Unterschiede der ergometrischen Daten zwischen den Gruppen mittels WILCOXON-Test

	RI-K		RI-RII		RII-K	
	Nov.	Feb.	Nov.	Feb.	Nov.	Feb.
Leistung	$p<0,005$	$p<0,005$	$p<0,05$	$p<0,05$	n.s.	$p<0,05$
$\dot{V}O_2$ max	$p<0,005$	$p<0,005$	$p<0,005$	$p<0,005$	n.s.	n.s.
$\dot{V}_E$ max	$p<0,005$	$p<0,005$	$p<0,01$	$p<0,05$	n.s.	$p<0,05$
VK	keine sign. Diff.					
HF	keine sign. Diff					
Lactat	keine sign. Diff.					

3.2. Submaximale hämodynamische Parameter

3.2.1. Blutdruck

Der bei der klinischen Untersuchung im Liegen gemessene Ruheblutdruck und die bei der Ergometrie bei 50W, 100W und 150 W gemessenen Blutdruckwerte wurden mit dem WILCOXON-Test miteinander verglichen. Bei allen Vergleichen ergaben sich nur Unterschiede beim systolischen Wert. Beim diastolischen Wert konnten wir keine Unterschiede feststellen.

Im November 84 lagen beim Ruheblutdruck die systolischen Werte der Gruppe RI gegenüber den Gruppen RII und K signifikant höher, bei RI-RII mit $p<0,05$ und bei RI-K mit $p<0,005$. Die höheren Werte bestätigten sich im Februar 85 bei RI-K mit $p<0,05$.

Bei der Ergometrie ergab sich ein ähnliches Bild. Alle Vergleiche brachten deutlich höhere Werte für die Gruppe RI mit mindestens $p<0,05$. Innerhalb des Untersuchungszeitraumes konnten wir keine deutlichen Veränderungen der Blutdruckwerte feststellen.

Tab. 8: Blutdruckwerte der 3 Gruppen in Ruhe und bei 50W, 100W, 150W (in mmHg)

Tab. 8a: November 84

		R I	R II	K
Ruhe	$\bar{x}$	147/81	129/72	125/71
	s	±10,3/15,0	±13,1/9,8	±9,0/9,9
50 W	$\bar{x}$	163/76	149/87	146/78
	s	±12,6/10,2	±15,6/14,2	±9,2/7,5
100 W	$\bar{x}$	181/75	161/79	157/77
	s	±18,3/10,5	±18,8/12,4	±13,3/9,4
150 W	$\bar{x}$	189/74	171/77	172/71
	s	±18,3/11,1	±16,6/13,6	±12,9/6,8

Tab. 8b: Februar 85

		R I	R II	K
Ruhe	$\bar{x}$	136/76	128/80	123/65
	s	±8,6/9,2	±7,9/5,5	±7,2/6,9
50 W	$\bar{x}$	163/83	148/77	145/77
	s	±4,1/11,7	±14,4/12,3	±14,0/7,0
100 W	$\bar{x}$	179/83	157/84	161/78
	s	±13,6/9,9	±14,9/14,9	±14,2/8,2
150 W	$\bar{x}$	192/84	168/82	172/76
	s	±18,6/6,7	±11,4/9,2	±18,0/8,8..

3.2.2. Herzfrequenz

In Tab. 9 haben wir die durchschnittlichen Herzfrequenzen in Ruhe und bei den Belastungsstufen 5o W, 100 W und 150 W aufgeführt. Die Herzfrequenzen in RI lagen im Mittel niedriger als in RII und K, die Unterschiede ließen sich aber nicht in allen Stufen sichern. Der WILCOXON-Test ergab im November einen Wert von $p<0,05$ für RI-K bei 150 W und für RI-RII für Ruhe und 150 W. Im Februar errechneten wir $p<0,05$ für RI-K bei 50 W, 100 W und 150 W und für RI-RII bei 100 W und 150 W.

Tab. 9: Herzfrequenzen der 3 Gruppen in Ruhe und bei 50 W, 100 W, 150 W (in 1/min).

Tab. 9a: November 84

		R I	R II	K
Ruhe	$\bar{x}$	57	65	63
	s	±6,9	±11,1	±9,8
50 W	$\bar{x}$	99	103	102
	S	±10,9	±4,9	±8,7
100 W	$\bar{X}$	115	121	121
	S	±10,6	±7,3	±10,1
150 W	$\bar{X}$	133	144	143
	S	±10,5	±8,9	±13,6

Tab. 9b: Februar 85

		R I	R II	K
Ruhe	$\bar{x}$	61	68	64
	s	±8,3	±14,8	±10,1
50 W	$\bar{x}$	96	103	1o4
	s	±6,7	±12,9	±8,6
100 W	$\bar{x}$	111	123	121
	s	±9,2	±13,1	±8,7
150 W	$\bar{x}$	127	144	142
	s	±10,4	±16,1	±12,9

Ferner berechneten wir für den Ruhewert und für die ersten drei Belastungsstufen das "Blutdruck-Frequenz-Produkt" (Tab. 10), das mit dem myokardialen Sauerstoffverbrauch korreliert (38).
Die statistische Überprüfung mit dem WILCOXON-Test ließ keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen erkennen.

Tab. 10: Blutdruck-Frequenz-Werte der 3 Gruppen in Ruhe und bei 50 W, 100 W, 150 W (x 100).

Tab. 10a: November 84

		R I	R II	K
Ruhe	$\bar{x}$	84	85	78
	s	±12,5	±17,8	±13,6
50 W	$\bar{x}$	164	153	147
	s	±25,8	±18,7	±19,1
100 W	$\bar{x}$	209	196	190
	s	±36,8	±31,8	±25,2
150 W	$\bar{x}$	253	247	247
	s	±41,0	±35,4	±30,2

Tab. 10b: Februar 85

		R I	R II	K
Ruhe	$\bar{x}$	82	88	75
	s	±8,2	±21,0	±13,7
50 W	$\bar{x}$	157	153	151
	s	±12,7	±18,5	±24,5
100 W	$\bar{x}$	200	194	195
	s	±29,2	±32,5	±29,0
150 W	$\bar{x}$	245	241	246
	s	±40,9	±36,4	±41,1

3.3. Durchblutungsmessung

Die Ruhedurchblutungswerte lagen sowohl für den Arm als auch für das Bein in allen 3 Gruppen dicht beieinander. Es konnten keine Unterschiede festgestellt werden.

Bei der Auswertung des "peak flow" des Arms (Tab. 11) waren in Gruppe RI im November signifikant ($p<0,05$) höhere Werte als in den Gruppe RII und K zu beobachten. Im Februar lagen die Werte der Gruppe RI im Durchschnitt (n.s.) niedriger als im November, die Werte der Gruppe RII (n.s.) höher. Unterschiede waren nicht zu sichern.

Beim "peak flow" des Beines (Tab. 11) lagen die Werte der Gruppe RI an beiden Terminen signifikant ($p<0,05$) über den Werten der Gruppe K. Die im Durchschnitt höheren Werte in RI gegenüber RII waren im Februar mit $p<0,05$ zu sichern.

Tab. 11: "peak flow" Arm und Bein (in ml/100ml x min)

			R I	R II	K
Arm	Nov.	$\bar{x}$	33,7	22,5	23,0
		s	±13,6	±6,99	±6,61
	Feb.	$\bar{x}$	28,1	27,8	22,4
		s	±8,46	±7,48	±8,06
Bein	Nov.	$\bar{x}$	26,2	23,7	17,8
		s	±7,40	±10,1	±4,77
	Feb.	$\bar{x}$	27,9	22,7	17,9
		s	±9,23	±6,48	±7,70

3.4. Beziehung Durchblutung/ Sauerstoffaufnahme und Durchblutung/ Leistung

Die Werte des "peak flow" bei der Durchblutungsmessung des Beines setzten wir in Beziehung zu den Parametern maximale Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_2$ max) und Ergometerleistung. (Tab. 12 u. 13) Wir konnten keine signifikante Korrelation feststellen.

Tab. 12: Beziehung zwischen "peak flow" und $\dot{V}O_2$ max

		r	lin. Regr.
RI	Nov.	-0,78	y=-0,03x + 5,7
	Feb.	0,38	y= 0,01x + 4,6
RII	Nov.	-0,19	y=-0,01x + 4,1
	Feb.	-0,11	y=-0,01x + 4,3
K	Nov.	-0,27	y=-0,03x + 4,2
	Feb.	-0,18	y=-0,01x + 4,0

Tab. 13: Beziehung zwischen "peak flow" und Leistung

		r	lin. Regr.
RI	Nov.	-0,32	y=-1,4x + 422
	Feb.	0,46	y= 1,5x + 365
RII	Nov.	-0,60	y=-2,7x + 401
	Feb.	-0,12	y=-1,1x + 377
K	Nov.	-0,15	y=-0,9x + 332
	Feb.	-0,10	y=-0,4x + 326

3.5. Kraftmessung

Die Ergebnisse der Maximalkraftmessung am Isometer zeigt Tab. 14. Sämtliche Probanden erreichten diesen Maximalwert während der 15-Sekunden-Belastung und konnten nach der stufenweisen Steigerung bei der 30-Sekunden-Belastung keinen höheren Wert erzielen.

Der Vergleich der Gruppen zeigte nur für die Unterarmbeugung zwischen Gruppe RI und K mit $p<0,05$ einen deutlichen Unterschied.

Der Kraftanstieg von November bis Februar war für die Gruppen RII und K sowohl für die Unterarmbeugung als auch für die Unterschenkelstreckung mit $p<0,05$ jeweils signifikant.

Abb. 3 zeigt den zeitlichen Verlauf der Kraft bei der 30-Sekunden-Belastung. Bei der Unterarmbeugung wurde der höchste Wert früher erreicht als bei der Unterschenkelstreckung, für alle Probanden beim Arm nach durchschnittlich 3,7 Sekunden, beim Bein nach 7,0 Sekunden. Zwischen den Gruppen bestanden keine sicheren Unterschiede.

Der prozentuale Abfall zwischen dem höchsten Wert und dem Wert in der 28. Sekunde betrug bei der Unterarmbeugung 32%, bei der Unterschenkelstreckung dagegen nur 13%, ebenfalls ohne sichere Differenzen zwischen den Gruppen.

Tab. 14: Maximal erreichte Kraft (in Newton)

Tab. 14a: Unterarmbeugung

		R I	R II	K
Nov.	$\bar{x}$	328	281	268
	s	±55	±54	±44
Feb.	$\bar{x}$	321	293	289
	s	±24	±43	±42

Tab. 14b: Unterschenkelstreckung

		R I	R II	K
Nov.	$\bar{x}$	550	469	480
	s	±130	±55	±77
Feb.	$\bar{x}$	594	525	524
	s	±155	±141	±73

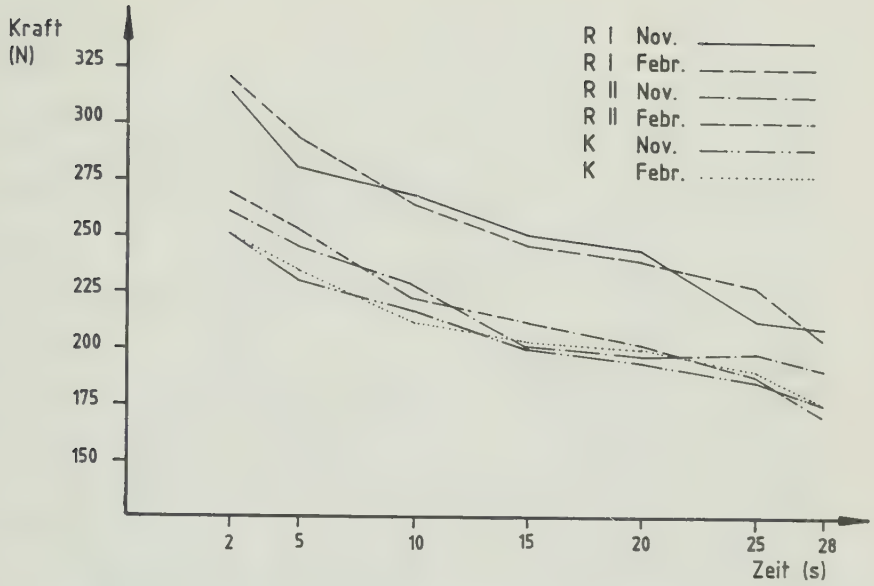


Abb. 3a: Zeitlicher Verlauf der Kraft: Unterarmbeugung

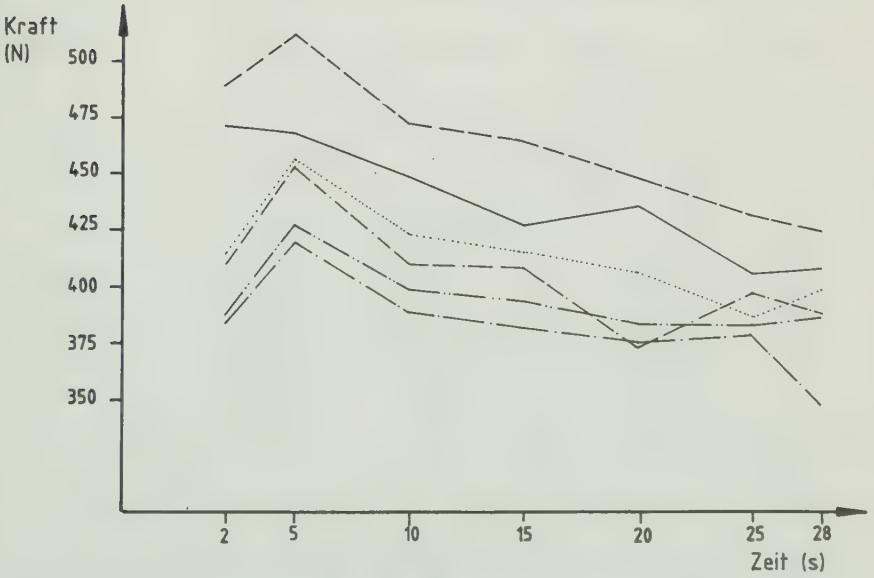


Abb. 3b: Zeitlicher Verlauf der Kraft: Unterschenkelstreckung

3.6. iEMG

Abb. 4 zeigt für den M. biceps die Mittelwerte des iEMG und des iEMG/Kraft bei ansteigender Belastung (15%, 30%, 50%, 75% und 100% der Maximalkraft aus der 15-Sekunden-Belastung) und bei dem Versuch, die maximale Kraft 30 Sekunden lang zu halten.

Das iEMG ließ keinen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen erkennen.

Bei beiden Untersuchungsterminen zeigte sich, daß die Werte des iEMG/Kraft für die Gruppen RII und K dicht, ohne sicheren Unterschied, beieinander lagen. Die Gruppe RI wies gegenüber den beiden anderen Gruppen ein niedrigeres iEMG/Kraft auf (Tab. 15).

Für die Unterschenkelstreckung sind die Mittelwerte in Abb. 5 für den M. rectus femoris und in Abb. 6 für den M. vastus medialis femoris dargestellt. Es lassen sich weder beim iEMG noch beim iEMG/Kraft Unterschiede im Beobachtungszeitraum oder zwischen den Gruppen feststellen.

Tab. 15: Unterschiede beim iEMG/Kraft, M. biceps

	RI-K		RI-RII	
	Nov.	Feb.	Nov.	Feb.
15%	$p<0,05$	$p<0,05$	$p<0,05$	$p<0,005$
30%	$p<0,05$	n.s.	$p<0,05$	n.s.
50%	$p<0,05$	n.s.	$p<0,05$	n.s.
75%	$p<0,01$	$p<0,01$	$p<0,05$	n.s.
100%	$p<0,005$	$p<0,05$	$p<0,05$	$p<0,01$
2. Sek.	$p<0,01$	$p<0,005$	$p<0,05$	n.s.
5. Sek.	$p<0,005$	$p<0,05$	n.s.	n.s.
10.Sek.	$p<0,01$	n.s.	$p<0,05$	n.s.
15.Sek.	$p<0,05$	n.s.	$p<0,05$	n.s.
20.Sek.	$p<0,05$	n.s.	$p<0,05$	n.s.
25.Sek.	$p<0,05$	n.s.	$p<0,05$	n.s.

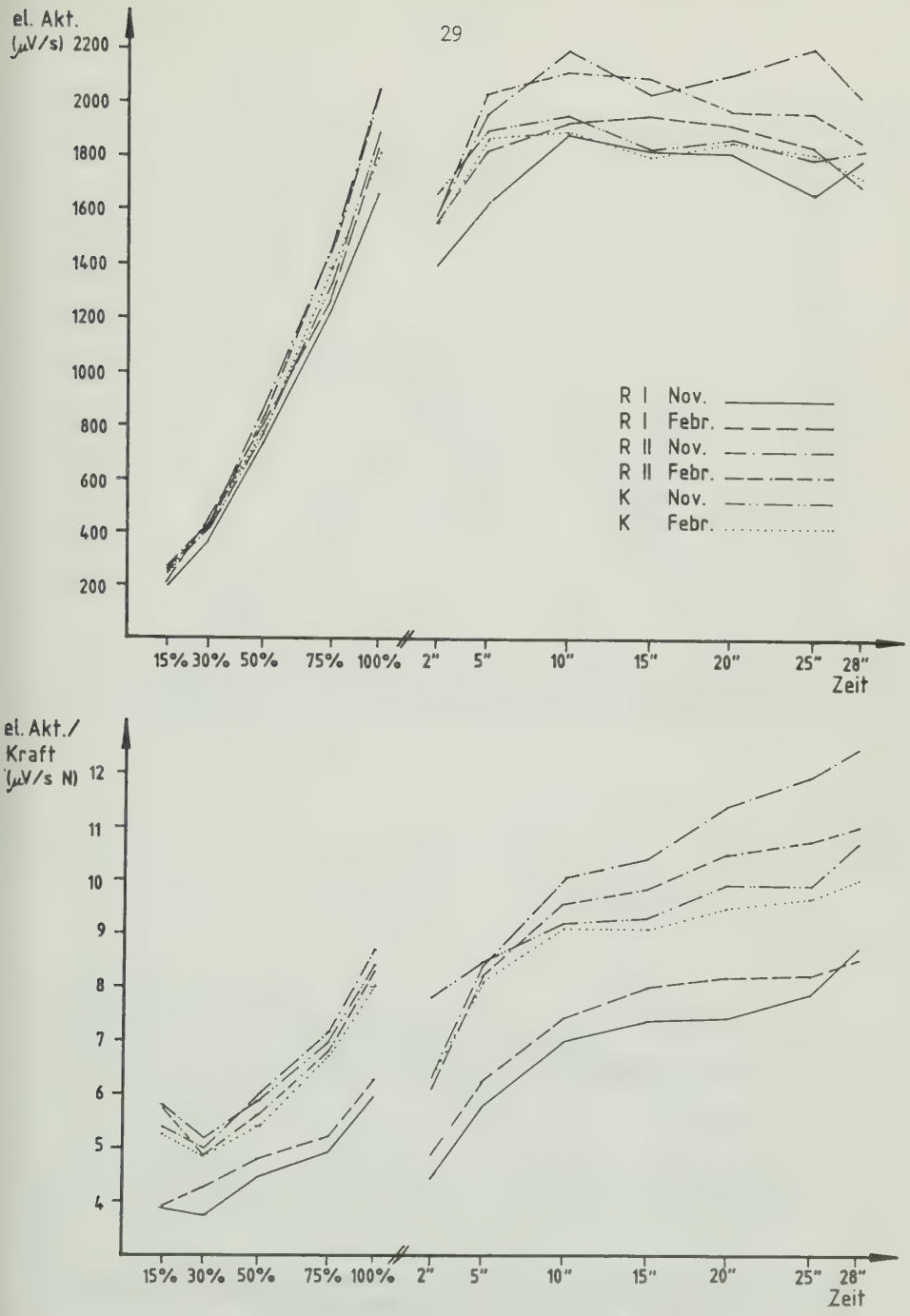


Abb. 4: M. biceps: Mittelwerte iEMG (oben) und iEMG/Kraft (unten) bei Submax. Kraft in Prozent und 30s Maximalkraft

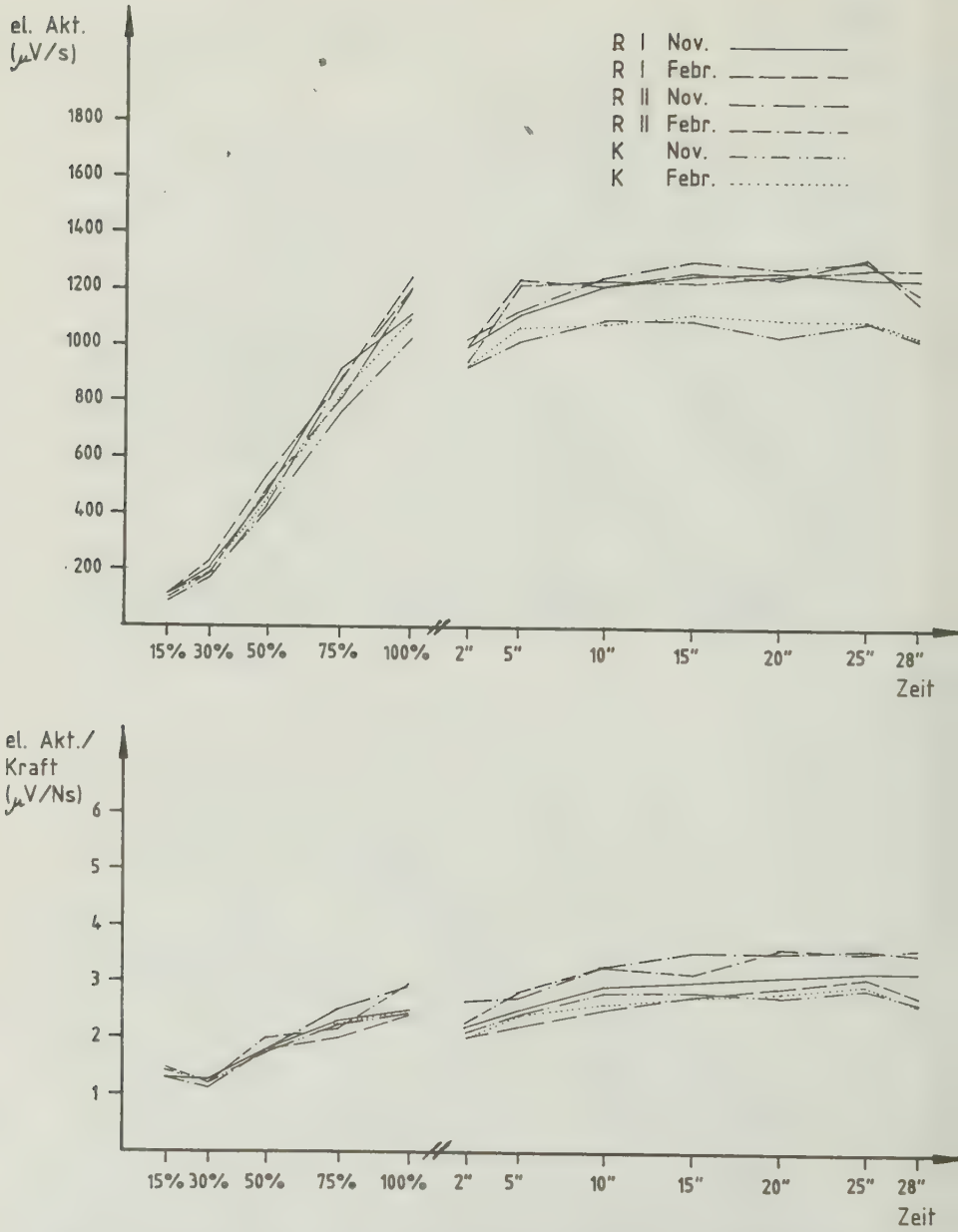


Abb. 5: M. rectus: Mittelwerte iEMG (oben) und iEMG/Kraft (unten) bei Submax. Kraft in Prozent und 30s Maximalkraft

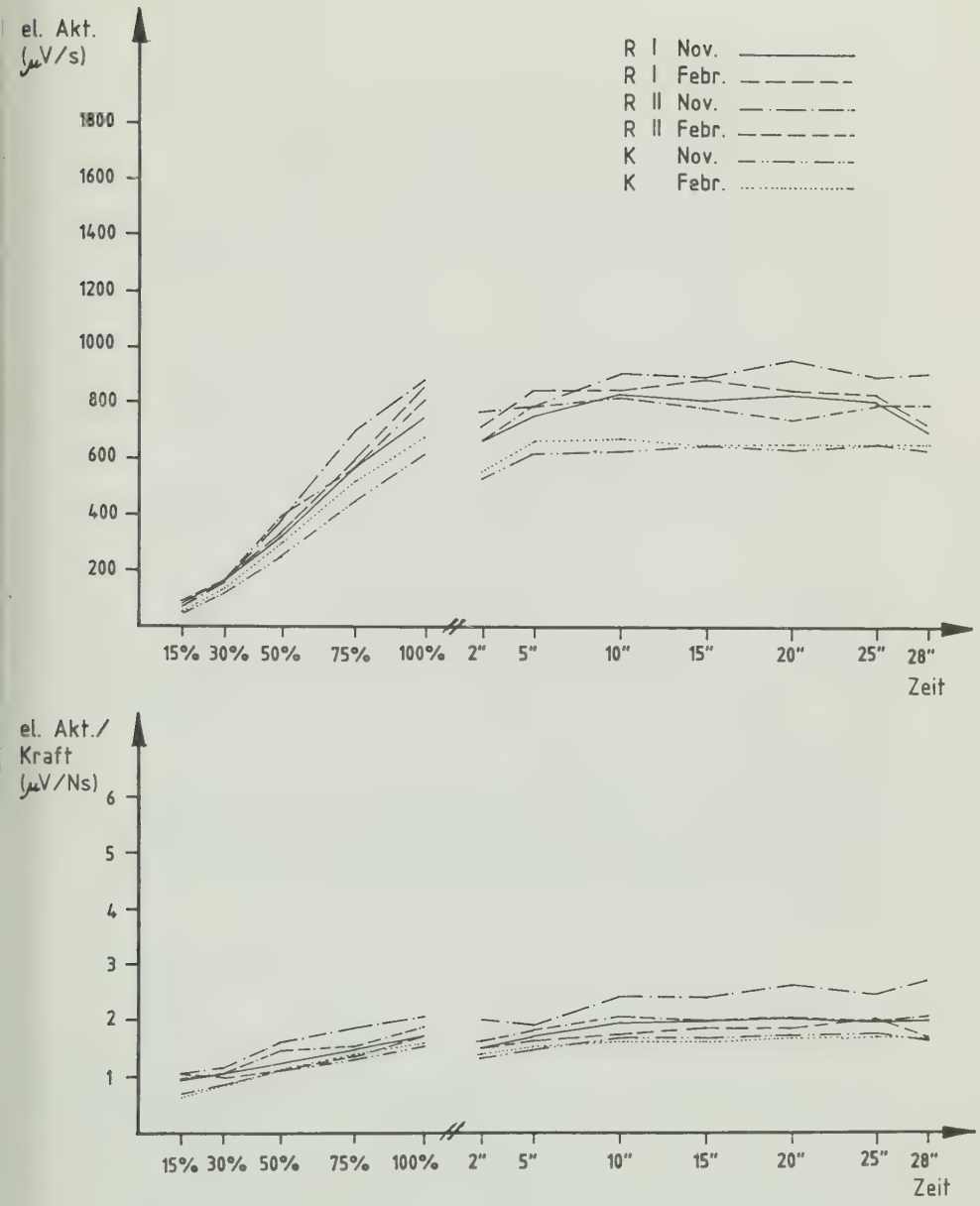


Abb. 6: M. vastus: Mittelwerte iEMG (oben) und iEMG/Kraft (unten) bei Submax. Kraft in Prozent und 30s Maximalkraft

3.7. Beziehung zwischen Kraft und iEMG

Betrachtet man den Anstieg der Kraft und des iEMG bei ansteigender, relativ gleicher Kraftbelastung (Abb. 4-6), so erhält man eine sehr enge Korrelation. Für alle Einzelpersonen und für die Mittelwerte der Gruppen ergibt sich ein Korrelations= koeffizient zwischen 0,95 und 0,99. In Tab. 16 sind einige Beispiele aufgeführt.

Es fällt bei der stufenweisen Steigerung der Kraft bei der Unterarmbeugung (Abb. 4) auf, daß das iEMG/Kraft tendenziell zwischen 15% und 30% abfällt, für Gruppe K im November signifikant ($p<0,05$). Für die Unterschenkelstreckung ist beim M. rectus (Abb. 5) nur ein tendenzieller Abfall festzustellen. Beim M. vastus (Abb. 6) ist für RII und K ein signifikanter Anstieg ($p<0,05$) zu verzeichnen.

In Abb. 4-6 ist auch das Verhalten der elektrischen Aktivität während der 30-Sekunden-Belastung dargestellt. Das iEMG des M. biceps steigt bis zur 10. Sekunde stark an und erreicht danach ein Plateau. Beim iEMG von M. rectus und M. vastus kann man dagegen nur einen leichten Anstieg erkennen.

Das iEMG/Kraft des M. biceps steigt während der gesamten 30-Sekunden-Belastung stark an, was mit dem Nachlassen der Kraft am Arm um 32% zu erklären ist (Abb. 3a). Dagegen ist beim iEMG/Kraft der Unterschenkelstrecker nur ein sehr geringer Anstieg zu beobachten.

Tab. 16: Beziehung zwischen iEMG und Kraft bei stufenweiser Steigerung der Kraft

	r	lin. Regr.
RI biceps	0,99	y=6,6x - 219
RII biceps	0,98	y=8,5x - 277
K biceps	0,98	y=8,3x - 271
E.G. biceps	0,99	y=6,8x - 325
R.C. biceps	0,96	y=6,4x - 252
K.Z. biceps	0,99	y=4,8x - 71
RI rectus	0,99	y=2,8x - 226
RII rectus	0,98	y=3,3x - 252
K rectus	0,99	y=2,7x - 167
M.S. rectus	0,96	y=4,7x - 455
RI vastus	0,99	y=1,8x - 126
RII vastus	0,99	y=2,4x - 151
K vastus	0,99	y=1,7x - 107

Ferner untersuchten wir den Zusammenhang zwischen erreichter Maximalkraft und der dabei gemessenen elektrischen Aktivität. Dabei konnten wir weder für die einzelnen Gruppen noch für alle Probanden gemeinsam (Tab. 17) eine Beziehung feststellen.

Tab. 17: Beziehung zwischen erreichter Maximalkraft und dabei gemessener elektrischen Aktivität

	r	lin. Regr.
Unterarmbeugung	Nov.	-0,13 y=-0,33x + 1975
	Feb.	0,19 y= 2,10x + 1369
Unterschenkelstreckung	Nov.	0,18 y= 1,31x + 1234
	Feb.	0,43 y= 3,18x + 461

3.8. Beziehung Kraft/Leistung, Kraft/Lactat Ergometer und Kraft/Durchblutung

Die am Isometer erzielte Maximalkraft bei der Unterschenkel=streckung setzten wir in Beziehung zu der maximalen Leistung auf dem Fahrradergometer (Tab. 18). Für die Gruppe RII fanden wir mit r=0,83 im November und r=0,75 im Februar eine signifikante Korrelation. Die Werte der Gruppen RI und K waren nicht signifikant. Auch für die Gesamtgruppe der Ruderer ergab sich mit r=0,58 im November und r=0,70 im Februar eine enge ($p<0,05$) Beziehung.

Tab. 18: Beziehung Kraft Unterschenkelstreckung/ max. Ergometerleistung

		r	lin. Regr.
RI	Nov.	0,41	y= 0,10x + 331
	Feb.	0,68	y= 0,13x + 329
RII	Nov	0,83	y= 0,86x - 60
	Feb.	0,75	y= 0,32x + 191
Rges	Nov.	0,58	y= 0,29x + 214
	Feb.	0,70	y= 0,26x + 237
K	Nov.	0,50	y= 0,21x + 215
	Feb.	-0,22	y=-0,08x + 366

Weiterhin untersuchten wir, ob zwischen der am Isometer erbrachten Maximalkraft bei der Unterschenkelstreckung und dem bei der Fahrradergometrie gemessenem Lactatwert ein Zusammenhang bestand. Wir verwendeten hierzu die Differenz zwischen dem vor der Ergometrie gemessenem Ruhelactatwert und dem nach der Ergometrie

höchstem gemessenem Lactatwert (Tab. 19).

Wir konnten hierbei in keiner der Gruppen eine signifikante Korrelation feststellen.

Für die Beziehung zwischen dem "peak flow" bei der Durchblutungsmessung und der statischen Kraft fanden wir weder für den Arm (Tab. 20) noch für das Bein einen engen Zusammenhang.

Tab. 19: Beziehung Kraft Unterschenkelstreckung /Lactat Ergometer

		r	lin. Regr.
RI	Nov.	0,70	y= 45,1x + 104
	Feb.	0,64	y= 31,3x + 216
RII	Nov.	0,25	y= 6,19x + 406
	Feb.	0,50	y= 24,7x + 234
K	Nov.	0,05	y= 2,38x + 456
	Feb.	-0,02	y=-0,64x + 530

Tab. 20: Beziehung "peak flow"/ Kraft

		r	lin. Regr.
RI	Nov.	0,33	y= 1,33x + 282
	Feb.	0,86	y= 2,48x + 251
RII	Nov.	0,02	y= 0,18x + 277
	Feb.	-0,58	y=-3,32x + 385
K	Nov.	-0,28	y=-1,87x + 311
	Feb.	0,13	y= 0,67c + 273

3.9. Beziehung zwischen iEMG und Lactat

Es interessierte, ob die gemessene elektrische Aktivität im Zusammenhang mit der produzierten Lactatmenge stand. Hierzu entschieden wir, die iEMG-Werte von M. rectus und M. vastus zu verwenden, da diese gegnüber dem M. biceps die größere Muskelmasse aufweisen.

Gleich nach der Kraftmessung am Bein entnahmen wir eine Blutprobe am Ohr zur Lactatbestimmung. Die Lactatdifferenz der Werte vor und nach Kraftmessung setzten wir in Beziehung zum iEMG. Für diesen iEMG-Wert addierten wir die von M. rectus und M. vastus abgeleiteten elektrischen Aktivitäten. Wir fanden keine Korrelation zwischen diesen Parametern (Tab. 21).

Auch zwischen der erreichten Maximalkraft und den Lactatwerten bei der Kraftmessung konnten wir keine Beziehung aufdecken.

Tab. 21: Beziehung iEMG/ Lactatdifferenz

		r	lin. Regr.
RI	Nov.	0,21	y= 186x + 1451
	Feb.	0,49	y= 377x + 1284
RII	Nov.	-0,28	y=-187x + 2568
	Feb.	-0,51	y=-229x + 2550
K	Nov.	0,50	y= 292x + 1056
	Feb.	-0,02	y=-7,7x + 1707
Gesamt	Nov.	0,23	y= 155x + 1464
	Feb.	-0,003	y=-1,8x + 1874

3.10. Auswertung der Trainingsprotokolle

Die Ruderer der Gruppe RI absolvierten im Untersuchungszeitraum mit Ausnahme der Bootskilometer das gleiche Trainingspensum. Sie trainierten 6mal pro Woche. Beim Kraftausdauertraining kamen sie auf $\bar{x}$=18 900 Wiederholungen. In 7 Trainingseinheiten im Januar führten sie ein Maximalkrafttraining durch. Sie ruderten $\bar{x}$=350 km (s=69) und sie machten $\bar{x}$=820 Minuten Lauftraining, zuzüglich 400 Minuten fürs Warmlaufen vor dem Krafttraining. Zusätzlich ruderten sie $\bar{x}$=200 Minuten auf dem Ruderergometer und waren etwa 30 Stunden, v.a. im Januar, beim Skilanglauf.

Die Ruderer der Gruppe RII sollten nach einem gleichen Trainingsplan trainieren, erfüllten diesen jedoch recht unterschiedlich. Sie kamen beim Kraftausdauertraining auf eine Wiederholungszahl von $\bar{x}$=4970 (2700-9600), ruderten $\bar{x}$=78 km (0-291), machten einschließlich Warmlaufen 410 Minuten (100-970) Lauftraining. Hinzu kamen im Dezember und Januar Skifahren, allerdings meist Ski alpin, und einmal in der Woche Konditionsspiele in der Halle.

4. DISKUSSION

4.1. Methode

Die Auswahl der Probanden erfolgte ohne Selektionskriterien. Es wurden alle jugendlichen Ruderer genommen, die sich im Untersuchungszeitraum im Training beim Tübinger Ruderverein befanden. Auf die Auswahl der Kontrollpersonen nahmen wir keinen Einfluß. Es handelte sich um sportliche Jugendliche, die aber kein spezielles Krafttraining durchführten. Sie betrieben Sportarten wie Basketball, Leichtathletik oder Radfahren, bei denen meistens die Beine mehr beansprucht werden. Wir konnten deshalb für die Armmuskulatur größere Unterschiede erwarten, zumal nach Weidemann (78) größere Trainingsreserven an den Armen bestehen.

Über die Methode der Spiroergometrie berichtete ausführlich Mellerowicz (55). Er wies dabei auch auf die möglichen Fehlerquellen hin.

Die Belastungen in unserer Studie erfolgten auf dem Fahrrad=ergometer, was gegenüber dem Laufband den Vorteil hat, daß hierbei keine höheren koordinativen Fähigkeiten nötig sind. Steinacker forderte jedoch (65), daß Ergometeruntersuchungen möglichst sportartspezifisch durchgeführt werden sollten. Dies ist vor allem bei Spitzenathleten notwendig. Da aber unser Vergleich zwischen Ruderern und Nichtruderern stattfand, hätte ein Ruderergometer keinen entscheidenden Vorteil gebracht.

Für die Leistungsdiagnostik werden verschiedene Belastungs=verfahren je nach Fragestellung vorgeschlagen (36,55). Da uns in erster Linie die maximale Sauerstoffaufnahme und die maximale Wattleistung interessierte, entschieden wir uns aufgrund der Untersuchungen von Jeschke et al. (36) für ein alle 2min steigerndes Verfahren. Die aerob-anaerobe Schwelle interessierte uns nicht.

Über die Schwierigkeiten der Blutdruckmessung unter Belastung berichten verschiedene Autoren. Matthes beschreibt die verschiedenen Fehlermöglichkeiten (54). Bachmann erwähnt die Abhängigkeit der Werte von Oberarmumfang und Manschettenbreite (6). Die existierenden Korrekturtabellen für unterschiedliche Oberarmumfänge werden aber nicht empfohlen (54).Keiner unserer Probanden hatte einen so extrem dicken Oberarm, daß die Verwendung einer breiteren Manschette nötig gewesen wäre. Wir verwendeten eine Manschettenbreite von 12 cm.

Die Messung des diastolischen Wertes ist problematisch, da es insbesondere unter Belastung sehr schwierig ist, zwischen Leiserwerden und Verschwinden der Korotkoff-Töne zu unterscheiden (4,6,51,55) und häufig das "Nullphänomen" auftritt (4).

Zwischen auskultatorischer (=indirekter) und intraarterieller (=direkter) Meßmethode wurden von Anschütz (4) unterschiedliche Werte gefunden. Er hat unter Belastung auskultatorisch 5-10 mmHg höhere Werte gemessen. Um diesen Fehler zu vermeiden, fordert Bachmann (6) eine direkte Blutdruckmessung, was aber sicher einen hohen Aufwand und ein größeres Risiko gegenüber der indirekten Methode darstellt.Matthes (54) fand bei den diastolischen Werten statistisch signifikante Unterschiede zwischen den beiden Methoden. Die systolischen Werte lagen nur etwas, ohne gesicherte statistische Differenzen, bei der indirekten Methode höher als bei der direkten. Aus diesen Gründen haben wir bei der Auswertung nur die systolischen Werte berücksichtigt und können davon ausgehen, daß die Werte auch bei den Belastungsstufen bis 150 Watt mit der auskultatorischen Methode hinreichend genau sind. Da es sich bei unserer Untersuchung nur um männliche Jugendliche handelte, spielt die Abhängigkeit des Blutdrucks von Alter und Geschlecht (27) keine Rolle.

Bei der Venenverschlußplethysmografie zur Messung der peripheren Durchblutung können Fehler durch Lagerung der Extremität, Sitz der Manschette, Raumtemperatur, Tageszeit, äußere Einflüsse wie geistige Anstrengung oder Lärm, apparative Meßfehler oder Fehler bei der Auswertung auftreten (24, 62).

Die Werte der Probanden lagen weit gestreut in dem von Schröder (63) angegebenen Normbereich von 0,5 - 10 ml/100ml x min. Bei der Messung der reaktiven Hyperämie liegt die Meßfehlermöglichkeit v.a. im apparativen Bereich (bis 10%) und in der nicht immer eindeutigen Auswertung, besonders bei Werten über 40 ml/100ml x min (24). Wir verzichteten auf die automatische Auswertung, da wir alle Registrierungen vom gleichen Untersucher auswerten ließen und so diesen Fehler der verschiedenen individuellen Auswertung vermieden.

Die Kraftmessung erfolgte nach der Methode von Hettinger (30). Wir achteten besonders auf die genaue Fixation der Probanden, da nach Groh (25) Kraftmessungen nur vergleichbar sind, wenn sie unter gleichen statischen Bedingungen durchgeführt werden. Da die gemessene Kraft wesentlich von der Winkelstellung abhängig ist (25), versuchten wir, die 90 Grad-Stellung genau einzuhalten.

Die Ruderer führten ein dynamisches Krafttraining aus. Wir bestimten aus meßtechnischen Gründen aber die statische Kraftentwicklung. Zwischen statischer und dynamischer Kraft besteht jedoch eine ausreichende Korrelation (11,33). Zudem gab Bührle (11) zu bedenken, daß dynamische Messungen den Nachteil hätten, daß aufgrund eines Übungseffektes durch verbesserte Koordination höhere Werte erreicht würden.

Zur Beurteilung der Muskelkraft hat seit Lippold (49) die Elektromyografie Beachtung gefunden. In der Klinik wird dieses Verfahren vorwiegend mittels Nadelelektroden zur Diagnose neuromuskulärer Erkrankungen (71) verwendet. Im Sport wird sie zur Bestimmung von Bewegungsanbläufen (7,34) und zur Messung von Trainingsauswirkungen (20,30,66,70) verwendet. Dies geschieht meist mit Oberflächenelektroden, doch besteht zwischen diesen beiden Methoden eine ausreichende Korrelation (9).

Balle (7) berichtet über elektromyographische Untersuchungen bei einem Ausdauertest von Eliteruderern. Hierbei ist zwar die Koordination während des Ruderschlags beurteilbar, nicht aber die von bestimmten Muskeln entwickelte einzelne Kraft.

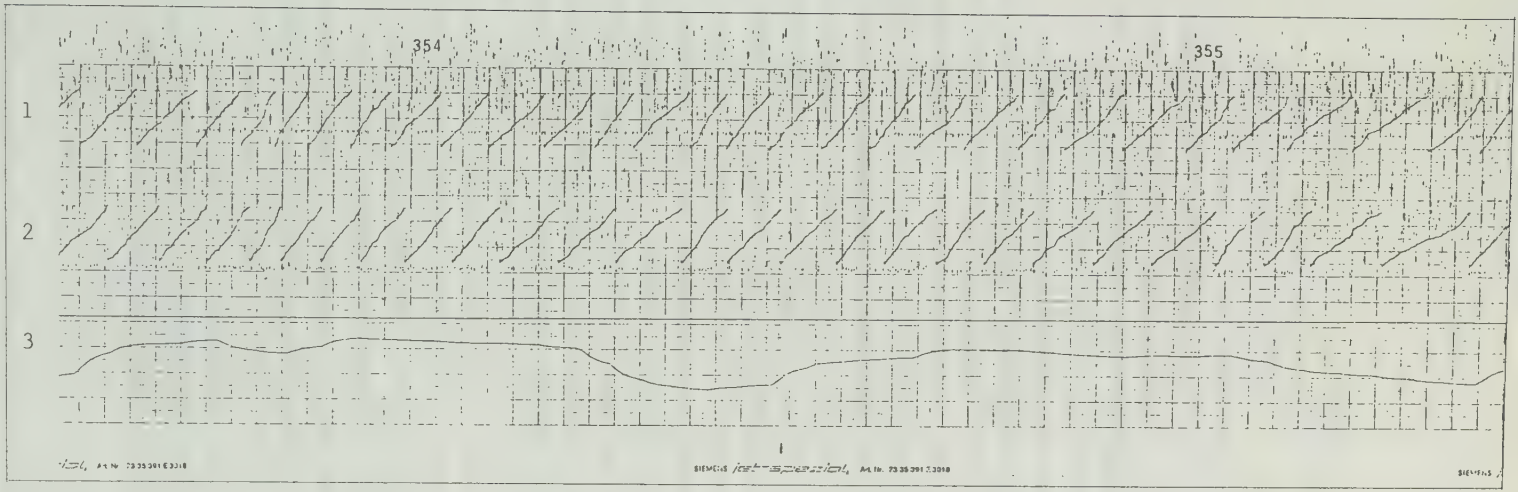
Für unsere Messung leiteten wir bei der Unterschenkelstreckung die Potentiale vom M. quadriceps ab.Dieser ist maßgeblich an der Ruderbewegung beteiligt (22) und elektromyographisch gut ableitbar. Für den Schulter-Arm-Bereich wäre der M. latissimus dorsi sinnvoll gewesen (22), doch waren für diesen großflächigen Muskel keine genau definierten Ableitpunkte zu bestimmen gewesen, sodaß wir den besser ableitbaren M. biceps bei der Unterarmbeugung wählten. Zwar wird beim Rudern in vollständiger Pronationsstellung gezogen, doch zeigte sich in Vorversuchen, daß der Proband dazu neigt, den Arm in Supinationsstellung zu drehen, da er so größere Kraft entwickeln kann. Wir wählten deshalb die mittlere Stellung zwischen Pro- und Supination, in der auch schon Kramer (43) Messungen durchgeführt hatte.

Ableittechnische Variablen, die bei der Ableitung des EMG mittels Oberflächenelektroden entstehen können, wurden von Kramer (44, 45) beschrieben. Das EMG hängt ab von der Position der differenten Elektrode. Wir versuchten deshalb, diese Position genau zu definieren (Abb. 1 u. 2), um am zweiten Termin möglichst an den gleichen Stellen zu messen. Das EMG ist unabhängig von der Elektrodengröße (45), aber abhängig vom Elektrodenanpreßdruck, worauf wir keinen Einfluß nahmen. Kramer (44) berichtete auch über die Reliabilität von EMG-Messungen. Ohne Veränderung der

Elektrodenposition beträgt die Reliabilität für Messungen im Abstand von wenigen Minuten r=0.97. Die EMG-Werte bei der stufenweisen, Belastung sind damit im insgesamt drei Minuten dauernden Versuch sicherlich vergleichbar. Bei im Abstand von einer Woche vorgenommenen Messungen berechnete er einen Koeffizienten von r=0,77 (n=14). De Vries (76) beschreibt die Tests-Retest-Reliabilität an aufeinanderfolgenden Tagen mit r=0,92 (n=15). Keine signifikanten Differenzen konnte er zwischen Messungen am Morgen und am Abend finden.

Bei unseren Messungen kamen wir bezüglich der Reliabilität zu folgendem Ergebnis. Wenn wir die absolute oder relative elektrische Aktivität in den einzelnen Gruppen von November und Februar in Beziehung setzten, so kamen wir auf Korrelationen oft über 0,90 ($p < 0,01$), wir fanden aber auch nicht signifikante Korrelationen von nur r=0,3 bis r=0,6. Dies lag vermutlich daran, daß bei unseren Probandenzahlen ein Proband mit Extremwerten, z.B. mit einer sehr hohen elektrischen Aktivität, die sich in beiden Untersuchungen zeigte, das Ergebnis maßgeblich beeinflußte.

Beispielhaft für die auftretenden Schwierigkeiten zeigt Abb. 7 die Meßkurve eines Probanden. Die Schwankungen der Kraft sind derart groß, daß fürs Zeitintervall "eine Sekunde" keine sinnvollen Durchschnittswerte für Kraft und EMG berechnet werden können. Es wird auch ersichtlich, daß bei der Auswertung entscheidend sein kann, ob die Kraft gerade ansteigt oder abfällt, denn bei gleichem durchschnittlichem Kraftwert resultiert eine unterschiedliche elektrische Aktivität. Dieser Proband wurde bei der Auswertung der Unterschenkelstreckung nicht berücksichtigt, weshalb hier die Anzahl in Gruppe RII nur n=9 betrug. Fast allen Probanden gelang es aber, die Kraft ohne solch abrupte Schwankungen weitgehend konstant zu halten.



1 = iEMG M. rectus 2 = iEMG M. vastus 3 = Kraftkurve

Abb. 7: Originalregistrierung des Probanden B.J., Unterschenkelstreckung

4.2. Diskussion der Ergebnisse

4.2.1. Spirpergometrie

Über die hohe physiologische Leistungsfähigkeit von Ruderern berichtete Nowacki (58), der Spitzenruderer auf dem Fahrradergometer untersucht hatte. In unserer Studie lagen die Ruderer RI im November durchschnittlich 69 Watt über der Kontrollgruppe, im Februar nach dem Wintertraining sogar um 86 Watt. Die Ruderer RII verbesserten ihre maximale Leistung im Mittel während des Untersuchungszeitraums um 15 Watt, während die Leistung in K praktisch konstant blieb.

Die in Tab. 6 dargestellten Daten zeigen, daß die höhere Leistung der Ruderer in erster Linie auf bessere Ausdauerparameter zurückzuführen ist. Im Vergleich der Gruppe RI mit K lag VO_2max im Februar bei den ausdauertrainierten Ruderern um 1,19 l/min höher. RI und RII nahmen im Februar 0,17 ml/min bzw. 0,21 ml/min mehr Sauerstoff auf als im November, auch wenn dieser Anstieg nicht signifikant ausfiel. Bezüglich der anaeroben Kapazität unterschieden sich die Gruppen nicht wesentlich. Die maximalen Lactatwerte lagen dicht beieinander. Im Untersuchungszeitraum war bei den Ruderen nur ein leichter, nicht signifikanter Anstieg der produzierten Lactatmenge zu verzeichnen.

4.2.2. Durchblutung

Unterschiedliche Ergebnisse liegen über die Auswirkung eines Trainings auf die Durchblutung der Muskulatur vor. Es wurde sowohl eine geringere Extremitätendurchblutung bei Trainierten gegenüber Untrainierten beschrieben (14,15,59,74) als auch eine höhere (46,52). Die Untersuchungen sind schwer vergleichbar, da sowohl über Ruhedurchblutung als auch über Maximalwerte der reaktiven Hyperämie oder über Maximaldurchblutung nach Arbeit in Ischämie

oder über Rückbildungszeit bis zur Ruhedurchblutung berichtet wurde. Zum anderen reichen die Untersuchungen von der Beurteilung eines achtwöchigen Lauftrainings (52) oder eines zehnwöchigen isometrischen Trainings (15) bis zum Vergleich jahrelang trainierender Athleten mit Untrainierten (46).

Wir konnten in unserer Untersuchung aufgrund der zu großen Streuung bei der Ruhedurchblutung keine sicheren Differenzen zwischen Ruderergruppe und Kontrollgruppe finden.

Auch die Werte der reaktiven Hyperämie streuten sehr stark. Wir konnten zwischen November und Februar keine statistisch signifikanten Änderungen feststellen. Vermutlich war die Untersuchungsdauer von 15 Wochen dafür zu kurz. Hier hätte vielleicht die von de Marees und Barbey (52) durchgeführte Methode der Messung der Maximaldurchblutung nach Arbeit in Ischämie zu anderen Ergebnissen geführt. Diese Autoren kritisierten, daß es sich bei der Durchblutungsmessung nach dreiminütiger Ischämie nur um submaximale Belastungen handele und deshalb keine deutlichen Unterschiede gefunden werden könnten.

Beim Vergleich der Werte der reaktiven Hyperämie zwischen den Gruppen fanden wir bei den schon drei Jahre trainierenden Ruderern RI durchschnittlich höhere Werte (Tab. 11).

Die Untersuchungsergebnisse, die im Gegensatz dazu bei Trainierten niedrigere Werte brachten, könnten durch die verschiedenen Anpassungsreaktionen der Muskulatur an Trainingsbelastungen erklärt werden. Die Adaptionsmöglichkeiten in der Muskulatur können sein (14, 59): Ökonomisierung der Bewegung, bessere lokale Durchblutungsregulation, verbesserter intermediärer Muskelstoffwechsel, vergrößerte arteriovenöse Sauerstoffdifferenz oder vermehrte Kapillarisierung.

Für uns scheint entscheidend zu sein, wie lange ein Trainung durchgeführt wird. Treumann (74) erklärt die niedrigeren Durchblutungswerte der Trainierten damit, daß sich die lokale Regulation ändere und damit durch die bessere intramuskuläre Verteilung ein höherer Wirkungsgrad erzielt werde. Dies könnte ein

zuerst auftretender Effekt sein, der die niedrigeren Durchblutungswerte der Trainierten nach nur relativ kurzem Training (5,59,74) erklären könnte. Unsere Ruderergruppe RI, die höhere Werte aufweist, hat aber bereits drei Jahre lang trainiert, d.h. es haben langfristige Anpassungen stattgefunden. Hierbei könnte die stärkere Kapillarisierung (33) entscheidend sein, die es dem Muskel ermöglicht, nach Ischämie die Durchblutung stärker zu steigern. Die Untersuchung von Kroese (46), der ebenfalls Athleten nach jahrelangem Training mit Untrainierten verglich, führte zu ähnlichen Ergebnissen. Die Trainierten weisen nach Jahren durch die bessere Kapillarisierung einen höheren "peak flow" auf.

4.2.3 Blutdruck

Eine Übersicht über die zahlreichen Studien, die Blutdruck und Training untersuchten, ist von Fagard (19) gemacht worden. Er kritisierte dabei, daß in vielen Studien der Einfluß von Alter und Gewicht unberücksichtigt bleibe. Einig sei man sich darin, daß durch ein Ausdauertraining höhere Blutdruckwerte gesenkt werden könnten. Zudem haben Patienten mit essentieller Hypertonie auch unter Belastung höhere Blutdruckwerte (37). Dlin wies darauf hin (17), daß Probanden, die unter Belastung höhere Blutdruckwerte zeigten, nach Jahren eher eine Hypertonie entwickeln als Probanden mit normalem Blutdruckverhalten. Unterschiedliche Arbeiten gibt es über den Einfluß von Ausdauertraining auf den Blutdruck. Criqui (16) konnte keinen Zusammenhang finden zwischen regelmäßigem Training und Blutdruck. Er fand bei männlichen Probanden nur eine positive Korrelation mit Alter, Gewicht und Zigarettenkonsum. Zu beachten ist dabei, daß er als Kriterium für das Ausmaß des Trainings die Ruheherzfrequenz nahm, die großen individuellen Schwankungen unterliegt. Niedrigere Blutdruckwerte bei Ausdauersportlern gegenüber Untrainierten fand Maidorn (51). Er verglich dabei die Durchschnittswerte in der Gesamtbevölkerung, die

von Saller gemessen worden waren, mit den Werten von 107 gut trainierten Athleten, die von Mellerowicz bestimmt worden waren. Bei den verschiedenen Fehlermöglichkeiten der Blutdruckmessung (4,6,54) ist der Vergleich von durch verschiedene Autoren gemessenen Werten sehr problematisch. Zudem ist der Einfluß des Körpergewichts unberücksichtigt, denn Ausdauersportler sind durchschnittlich leichter (31,33). Karlsson stellte die Beziehung auf, daß der Blutdruck desto geringer sei, je größer der prozentuale Anteil an Slow-Twitch-Fasern sei (37). Die Faserverteilung ist wiederum ein Maß für den Ausdauertrainingseffekt (72). Keinen Unterschied konnte Heck (27) beim Vergleich von Spitzenathleten aus Nationalkadern mit Normalpersonen finden. Er untersuchte zwar insgesamt 2 000 männliche Personen, doch waren davon z.B. nur ca. 1% Ruderer oder 2% Läufer, sodaß es schwer war, Unterschiede aufzuzeigen.

Bei unseren Messungen bestimmten wir den Blutdruck der Ruderergruppe RI sowohl in Ruhe als auch unter Belastung signifikant höher als bei der Kontrollgruppe. Trotzdem lagen die Blutdruckwerte der Ruderer gerade noch in dem von Heck (27) mit $\pm 2s$ angegebenen Normbereich. Nach den Werten von Heck, der eine Beziehung zwischen Blutdruck und Körpergewicht herstellte, konnte der Gewichtsunterschied von durchschnittlich 7kg diese Differenz zwar verstärken, aber nicht alleinige Ursache sein, da bei entsprechender Korrektur die Werte immer noch deutlich höher lagen.

Nowacki (58) stellte bei seinen Untersuchungen an Ruderern während eines Trainingslagers auf dem Silvretta-Stausee fest, daß die Werte der Ruderer nicht tiefer lagen, sondern im gleichen Bereich der Normalpersonen oder sogar um 10 mmHg höher. Bei jugendlichen Ruderern, die sehr schnell nach dem Intervallprinzip auftrainiert waren, fand er häufig erhöhte Werte.

Mit dem Blutdruck-Frequenz-Produkt (Tab. 9) überprüften wir, ob die Ruderer durch den erhöhten Blutdruck eine schlechtere myokardiale Sauerstoffversorgung (38) aufwiesen. Das berechnete Blutdruck-Frequenz-Produkt läßt keine eindeutigen Unterschiede

zwischen den Gruppen erkennen. Die Ruderer arbeiteten mit durchschnittlich niedrigeren Herzfrequenzen (Tab. 10), d.h. sie erhöhten ihr Schlagvolumen.

Der Grund für die leicht erhöhten Blutdruckwerte der Ruderer ist vermutlich, daß es sich beim Rudern um eine Ausdauersportart mit hoher Kraftkomponente handelt. Nach den Angaben von Rost (61) ist für den Druckanstieg bei Belastung die Widerstandsregulierung in der Peripherie entscheidend. Der arterielle Druck werde bei dynamischen Belastungen um so stärker gesteigert, je größer die Kraftkomponente sei. Es könne dann keine periphere Widerstands= erniedrigung erfolgen , wenn wie beim Rudern viel Muskelmasse eingesetzt werde. Die erhöhte Blutdruckregulierung könnte sich langfristig manifestieren. Als Konsequenz ergigt sich, gerade bei jugendlichen Ruderern viel Lauftraining ins Programm aufzunehmen, da hierbei durch die geringere Kraftkomponente das Herz vorwiegend Volumenarbeit leisten muß.

4.2.4. Kraft und EMG

Neben den methodischen Problemen der Kraftmessung spielt die Motivation des Probanden eine entscheidende Rolle, die von Hollmann (33) eingehend beschrieben wurde. Hettinger (30) berichtete über Schwankungsbreiten bei wiederholten Kraftmessungen an einem Tag von $\pm$ 5%. Schwerarbeiter, die wegen eines Rentengutachtens in der Klinik waren, lagen mit ihren Kraftwerten zum großen Teil unter den Werten von durchschnittlichen Frauen (29). Bührle/Schmidtbleicher stellten in ihren Untersuchungen (11,12) fest, daß bei Trainierten eine geringere Differenz zwischen "Absolutkraft" und gemessener "Maximalkraft" bestünde, daß also das "Kraftdefizit" bei Trainierten geringer sei. Damit ist vermutlich der relativ starke Kraftanstieg bei unseren Kontrollpersonen im Februar zu erlären. Sie konnten durch stärkere Motivation ihr "Kraftdefizit" bei der Zweituntersuchung verringern. Die stärkere Motivation im Februar

war dadurch gegeben, daß die erbrachten Werte vom November untereinander bekannt waren. Zusätzlich ist eine altersbedingte Kraftzunahme (40) zu diskutieren.

Es bleibt die Frage, weshalb der Kraftzuwachs bei den Ruderern nach dem 15wöchigen Wintertraining relativ gering war. Wir werden darauf später noch eingehen.

Zur Beurteilung der Kraft war von verschiedenen Untersuchern schon die prozentuale Verteilung von FT- und ST-Fasern herangezogen worden (8,23,72). Es war zu vermuten, daß bei deutlichen Unterschieden in der Faserverteilung die Lactatbildung bei der Kraftmessung (Tab. 21) unterschiedlich sein müßte, da die FT-Fasern vorwiegend anaerob Energie bereitstellen (8,35,67). Doch aufgrund der großen Streuung konnten wir keinen signifikanten Zusammenhang finden.

Thorstensson (72) beschrieb bei Ausdauersportlern einen geringeren prozentualen Anteil von FT-Fasern. Gollnick (23) kam zum gleichen Ergebnis, räumte allerdings ein, daß sich nicht die Anzahl der Fasern verändere, sondern daß die ST-Fasern hypertrophieren und damit eine größere Fläche einnehmen würden. Bei unseren Messungen wurde der maximale Kraftwert bei der Unterarmbeugung früher erreicht als bei der Unterschenkelstreckung, und der prozentuale Abfall in der 30-Sekunden-Belastung war am Arm gegenüber dem Bein stärker. Dies könnte darauf zurückzuführen sein, daß der Anteil der FT-Fasern, die eine kürzere Kontraktionszeit haben (8), im M. biceps höher liegt. Allerdings konnten wir keine sichere Differenz zwischen den Gruppen erkennen. Die inter- und intraindividuellen Streubreiten (30,42) scheinen hier zu groß zu sein.

Mit der Ableitung des Oberflächen-EMG wurde versucht, die aufgewendete Kraft zu objektivieren. Lippold (49) hatte einen linearen Zusammenhang mit r=0,93 - 0,99 zwischen elektrischer Aktivität und Muskelspannung beschrieben. Diese lineare Kraft-iEMG-Beziehung wurde mehrfach bestätigt (9,10,18,60), wobei Rohmert dies nur für den M. biceps bestätigen konnte, nicht aber für den

M. gastrocnemius (47). Wir berechneten für Einzelpersonen und für die Mittelwerte der Gruppen einen Korrelationskoeffizienten von r= 0,95 - 0,99 für die Mm. biceps, rectus femoris und vastus medialis.

Trotz dieser hohen Korrelation für einzelne Muskeln korrelieren Maximalkraft und iEMG verschiedener Personen nicht miteinander (Tab. 17). Es bestehen hier viel zu große individuelle Schwankungen (s. Tabellenanhang). Gerade zwei Probanden der Gruppe RI, die drei Jahre zusammen trainiert hatten, unterschieden sich bei annähernd gleichen Kraftwerten beim iEMG um den Faktor 1,5 (M. biceps 1321/1916 µV/sec und M. rectus 910/1546 µV/sec) und sogar um den Faktor 5,5 beim M. vastus (190/1054 µV/sec).

Die Ableitung des iEMG und des iEMG/Kraft ist daher nicht geeignet, um Aussagen über den Trainingszustand der Muskulatur für einzelne Personen zu machen. Für intraindividuelle Aussagen, d.h. über die Auswirkungen eines Trainings bei einer bestimmten Person, scheint die Methode eher geeignet zu sein.

Nur für die Mittelwerte von Gruppen von Sportlern und Nichtsportlern sind Unterschiede feststellbar. Beim M. biceps lagen die Werte des absoluten iEMG dicht beieinander, wogegen das relative iEMG der Gruppe RI deutlich niedriger war. Niedrigere Werte des iEMG/Kraft bei trainierten Muskeln hatten schon Stoboy und Mitarbeiter (20,65,67,69,70) gemessen, was von Komi (42) und Hettinger (30) bestätigt worden war. Thorstensson beobachtete nach 8wöchigem Training nur einen nicht signifikanten Abfall (73).

Da das EMG von der Zahl und Entladungsfrequenz der aktivierten motorischen Einheiten abhängt (9,66), sahen Stoboy und Mitarbeiter die Ursache für die niedrigeren iEMG/Kraft-Werte bei Trainierten in einer zunehmenden Desynchronisierung der Muskelfasern, d.h. das einzelne Motoneuron könne durch Hypertrophie mehr leisten, der Muskel arbeite ökonomischer (61).

Einer Ökonomisierung der Leistung der Muskulatur entspricht auch die Verminderung des Kraftdefizits bei Sportlern gegenüber Nichtsportlern nach Bührle (11). Um hier eventuell bestehende

Unterschiede aufdecken zu können, hätten wir neben der statischen Kraftmessung auch eine exzentrische Kraftbestimmung durchführen müssen. Leider war mit unserer Meßapparatur aber keine exzentrische Kraftbelastung möglich.

Werschoshanskij hatte keine Unterschiede zwischen exzentrischer und konzentrischer Belastung feststellen können (3). Andere Autoren beschrieben aber bei exzentrischen Kraftmessungen wesentlich höhere EMG-Werte (9,42,57,67). Bührle erklärte dies mit einer zusätzlichen reflektorischen Aktivierung, die einer intensiven künstlichen Stimulation entspreche (11). Daraus wurde geschlossen, daß exzentrisches Krafttraining einen größeren Kraftzuwachs bringe als konzentrisches, was aber nicht von allen Untersuchern bestätigt werden konnte (29,32,33).

Das relative iEMG fiel beim M. biceps zwischen 15% und 30% tendenziell ab, obwohl iEMG und Kraft über den gesamten Kraftbereich sehr eng mit r=0,95 korrelierten. Nach Hannerz (26) werden die Motoneurone mit niedrigeren Entladungsfrequenzen früher aktiviert, womit sich der langsamere Anstieg im Bereich bis 30-50% der Maximalkraft erklären würde. Warmolts (77) bestätigte mit seinen Untersuchungen, daß die ST-Fasern niedrigere Entladungsfrequenzen haben und vorwiegend im Ausdauerbereich eingesetzt werden, wogegen die FT-Fasern höhere Frequenzen haben und im Maximal- und Schnellkraftbereich eingesetzt werden. Die Gruppen RII und K wiesen bei 30% sogar ein signifikant niedrigeres relatives iEMG gegenüber 15% auf. Dies könnte daran liegen, daß diese Probanden eine schlechtere intramuskuläre Koordination oder eine stärkere Antagonistentätigkeit (11) haben. Damit müßten sie eine größere Anzahl von Motoneuronen einsetzen. Hoshikawa (34) zeigte an Spitzenläufern mittels EMG-Ableitungen während Belastung, daß gut trainierte Personen eine bessere Koordination von Bewegungsabläufen haben.

Zusammenfassend haben wir also gesehen, daß sich die Ruderer im Verlauf ihres Wintertrainings vor allem im Bereich der Ausdauer verbessert haben, wie die Fahrradergometrie zeigte. Auswirkungen auf die Komponente Kraft waren während diesen 15 Wochen kaum zu erkennen, hier scheint erst ein jahrelanges Training dieser Art effektiv zu sein, also deutliche Steigerungen der Maximalkraft und deutliche Erniedrigung der relativen elektrischen Aktivität zu bringen.

4.2.5 Praktische Konsequenzen

Karl Adam hat in den Jahren 1950-1960 neue Trainingsmethoden ins Rudertraining eingeführt und damit große Erfolge errungen. Neben dem Intervalltraining auf dem Wasser war ein wesentlicher Bestandteil das zusätzliche Krafttraining an Land (1,2,3). Er ließ dabei vorwiegend mit der Scheibenhantel mit 70-100% der Maximalkraft in 5-10er Serien trainieren. Als Warmmachprogramm wurde Circuittraining mit 10-30er Serien mit ca. 30-60% der Maximalkraft durchgeführt. Adam ging sogar so weit, daß er eine Formel aufstellte (1), mit der aufgrund der maximalen Last beim Umsetzen mit der Scheibenhamtel und der Wiederholungszahl beim Umsetzen über einen Index auf die Rennzeit im Boot geschlossen werden sollte.

Ende der 60er Jahre übernahm die DDR eine Spitzenstellung im Rudersport. Von Mader (50) wurde dies auf die großen Kilometerumfänge der DDR-Ruderer, 10-12 000 km/Jahr, zurückgeführt. Durch diese Langzeitbelastungen wird insbesondere die aerobe Kapazität verbessert, die bei einem 2 000m-Rennen der limitierende Faktor ist (50). Herberger wies ebenfalls auf die große Bedeutung hoher Kilometerumfänge in der Vorbereitungsperiode hin, betonte aber auch die Wichtigkeit der Entwicklung der "Kraftausdauer" durch Circuittraining in dieser Periode (28). Er gab dabei eine Wiederholungszahl von 800-1500 WH pro Trainingseinheit an, wobei

das Circuittrainung in der Saison - wenn auch reduziert - beibehalten werden sollte. Auch die britische Amateur Rowing Association schlug in ihren Empfehlungen zum Training zwei bis drei Einheiten Circuittraining pro Woche vor (5). Ebenfalls soll Maximalkrafttraining durchgeführt werden (5,28).

Fritsch stellte fest, daß die spezielle Ausdauer im Rudern mit der "Kraftausdauer" korreliere, weshalb in der Vorbereitsungsperiode 2-3 Einheiten /Woche enthalten sein müßten und zu Saisonbeginn Kraftausdauer auf dem Wasser trainiert werden solle (21).

Einig ist man sich darüber, daß als Reiz für eine Kraftzunahme die Spannungsentwicklung über eine gewisse Zeit entscheidend ist (30,48,53). Bisher wurde die Maximalkraft in die Komponenten statische und dynamisch-konzentrische, eventuell sogar noch dynamisch-exzentrische Maximalkraft unterteilt (33). Nach Wershoschanskij (3) solen diese Komponenten nicht einmal voneinander abhängig sein, während andere Autoren (11,33) gute Korrelationen feststellten. Hettinger hielt zum Erreichen einer Muskelhypertrophie isometrisches Training für das beste (30). Koch gibt dabei zu bedenken, daß diese Trainingsart keine Affinität zu dynamischen Belastungen habe (41). Auch nach dem Qualitätsgesetz des Trainings, daß spezielle Reize spezielle Wirkungen haben und spezielle Leistungen verbessern (56), sollten dynamische Belastungen mit Übungen, die dem Rudern entsprechen, ausgeführt werden. Mellerowicz schlug als optimales Krafttraining dynamischer Art vor, Reize mit 80-100% der Maximalkraft zu setzen.

Bührle forderte nun (11), die bisherige Unterscheidung aufzugeben und nur noch von einer Maximalkraft zu sprechen. Diese würde von drei Komponenten bestimmt: erstens von der Absolutkraft, der durch Elektrostimulation oder exzentrische Messungen bestimmbaren Kraft, zweitens von der Maximalkraft, der willkürlich einsetzbaren Kraft und drittens von der willkürlichen Aktivierung, d.h. der Differenz zwischen Absolutkraft und isometrisch gemessener Maximalkraft. Ziel des Krafttrainings könne nun sein, die Absolutkraft oder die willkürliche Aktivierungsfähigkeit zu verbessern. Ersteres werde

durch wiederholte submaximale Kontraktionen erreicht, letzteres durch kurzzeitige explosive Maximalkraftentwicklung.

Das Problem der Sportart "Rudern" liegt darin, daß die Leistung eines 2 000m-Rennens (ca. 7 min) sehr komplex ist. Sowohl die aerobe Kapazität spielt eine entscheidende Rolle während des Rennverlaufs, als auch die Maximalkraft des Ruderers, um das Boot nach dem Start entsprechend zu beschleunigen und auf Geschwindigkeit zu halten. Die benötigte "Kraftausdauer" des Ruderers ist also eine Kombination zweier physischer Leistungsfaktoren (32,53).

Auf der einen Seite wird die Maximalkraft als Grundlage für die Entwicklung der"Kraftausdauer" gesehen (75). Die "Kraftausdauerleistung" mit hoher Belastung korreliere mit der Maximalkraft (48). Auf der anderen Seite bestehe aber bei zu starker Muskelhypertrophie durch das schlechte Verhältnis Mitochondrien zu kontraktilen Proteinen ein negativer Einfluß auf die Ausdauer (67).

Hickson berichtete über ein kombiniertes Training von Kraft und Ausdauer (31). Gegen Ende eines 10wöchigen Trainings sei bei einer Gruppe, die beides trainiert hatte, gegenüber einer Gruppe nur mit Krafttraining bei noch steigender Ausdauer ein Kraftverlust aufgetreten.

Reines Ausdauertraining hat keinen Effekt auf die "Kraftausdauer", sondern es wird eben nur die Komponente Ausdauer dabei verbessert. Nach Bührle sollte erst von Kraft gesprochen werden, wenn mehr als 30% der Maximalkraft eingesetzt werden (11).

In der Sportpraxis werden zur Entwicklung der "Kraftausdauer" Belastungen mit 40-60% der Maximalkraft angegeben (5,28,48,53).

Das von uns untersuchte Wintertraining der Ruderer lag damit an der unteren Grenze dieses Bereichs, womit die minimalen Auswirkungen auf die Komponente Kraft im Untersuchungszeitraum zu erklären wären. Meßbare Veränderungen, wie z.B. deutliche Erniedrigung des iEMG/Kraft, starker Kraftzuwachs oder deutliche Änderung der Muskelfaserstruktur sind erst nach jahrelangem

Training oder mehr auf die Komponente Kraft ausgerichtetem Training zu erwarten.

Zusammenfassend kann gesagt werden, daß ein Training dieser Art in erster Linie die Komponente Ausdauer verbessert. Werden vom Trainer mehr Auswirkungen auf die Komponente Kraft gewünscht, muß ein reines Maximalkraftprogramm durchgeführt werden. Es kann auch die Wiederholungszahl pro Übung beim Circuitprogramm reduziert werden, damit mit höheren Gewichten gearbeitet werden kann. Es bleibt in weiteren Untersuchungen zu klären, in welchen Intensitätsbereichen hier gearbeitet werden muß, um beide Komponenten zu verbessern. Auch müßte untersucht werden, in wie weit der Faktor Kraft neben der aeroben Ausdauerleistungsfähigkeit für die Ruderleistung im Boot limitierend ist.

5. ZUSAMMENFASSUNG

Bei 31 Jugendlichen im Alter von 15-17 Jahren wurden Anfang November 1984 und Ende Februar 1985 Kraft-, EMG-, Ergometrie- und Durchblutungsmessungen durchgeführt. Die Hälfte der Probanden waren Ruderer, 6 im vierten Trainingsjahr (R I) und 10 im ersten Trainingsjahr (R II), die andere Hälfte diente als Kontroll= gruppe (K).

Dabei sollte die Frage geklärt werden, welchen Einfluß ein Wintertraining auf die statische Muskelkraft, auf die elektrische Aktivität der untersuchten Extremitätenmuskeln, auf Ausdauer= komponenten und auf submaximale hämodynamische Parameter hat.

Bei der statischen Kraftmessung untersuchten wir die Unterarmbeugung und die Unterschenkelstreckung nach der Methode von Hettinger. Die Ruderer RI hatten bei der Armbeugung eine signifikant höhere Kraft als die Kontrollpersonen. Während des Untersuchungszeitraumes konnten nur in RII und K im Februar eindeutig bessere Werte als im November erzielt werden.

Die elektrische Aktivität leiteten wir mittels Oberflächen= elektroden von den Mm. biceps, rectus femoris und vastus medialis ab. Das EMG wurde integriert. Dieses iEMG ließ keine deutlichen Unterschiede zwischen den Gruppen erkennen, die interindividuelle Streubreite war sehr groß. Beim iEMG/Kraft zeigte RI beim M. biceps niedrigere Werte als die beiden anderen Gruppen, bei den Muskeln der Unterschenkelstreckung waren keine Differenzen feststellbar. Im Untersuchungszeitraum änderte sich das iEMG nicht.

Kraft und iEMG korrelierten bei der stufenweisen Steigerung mit $r = 0,95 - 0,99$.

Für die Untersuchung der Ausdauerparameter verwendeten wir ein Fahrradergometer mit Spirometrie. Die Ruderer RI erreichten deutlich höhere maximale Leistungen und Sauerstoffaufnahmen als RII und K. RI und RII konnten in den 15 Wochen ihre Leistung signifikant und ihre Sauerstoffaufnahme tendenziell steigern. Bei den Lactatwerten fanden wir keine deutlichen Differenzen. Es lagen

also Trainingsauswirkungen bezüglich Ausdauer vor.

Die nach Riva-Rocci auskultatorisch bestimmten systolischen Blutdruckwerte in RI lagen in Ruhe, bei 50W, 100W und 150W deutlich über denen in RII und K, allerdings noch in dem von Heck angegebenen Normbereich. Während des Trainings änderten sich diese Werte nicht. Die Auswertungen von Herzfrequenzen und Blutdruck-Frequenz-Produkt zeigten, daß es zu keinem gesteigerten myokardialen Sauerstoffverbrauch gekommen war.

Die mittels Venenverschlußplethysmographie bestimmte periphere Durchblutung der Extremitätenmuskulatur war bei der reaktiven Hyperämie bei den langjährig trainierten Ruderern durchschnittlich höher.

Fazit unserer Studie ist, daß der Begriff "Kraftausdauer" nur sehr vorsichtig verwendet werden sollte.

Ein Wintertraining für Ruderer mit der Intention, diese "Kraftausdauer" zu verbessern, zeigt in erster Linie Verbesserungen im Bereich der Ausdauer. Die Komponente Kraft verbessert sich mit solch einem Wintertraining erst nach mehrjährigem Training.

6. TABELLENANHANG

Tab. 22a: Einzeldaten: Anthropometrie und Spiroergometrie, Nov. 84

		Alter Jahre	Größe cm	Gewicht kg	Fett mm	Leistung Watt	HFmax 1/min	VO max 1/min	V max 1/min	Lactat mmol/l	VK 1
RI	EG	17	184	78	29	425	194	4,97	145	12,44	6,63
	FH	17	191	69	20	350	199	4,78	180	8,84	5,47
	MK	17	182	69	23	375	202	4,70	153	6,88	4,91
	SR	17	172	66	27	363	194	4,55	151	8,91	5,12
	JS	17	174	69	21	375	197	4,54	162	11,13	5,18
	RT	16	185	81	36	425	210	5,42	189	11,08	5,93
RII	FB	15	175	61	18	313	193	3,61	137	7,48	5,17
	RC	16	190	85	57	450	206	4,22	139	13,40	5,84
	TD	16	171	60	32	300	200	3,66	148	10,25	4,55
	NG	15	183	65	30	375	195	3,50	137	12,22	5,10
	BJ	15	183	66	23	313	199	3,95	164	9,42	5,95
	JL	15	178	62	24	338	191	4,01	147	11,84	5,52
	BM	15	168	58	28	300	197	3,12	105	7,25	3,72
	ON	15	183	73	56	350	198	4,67	139	9,32	5,78
	MS	15	181	71	30	375	187	4,83	145	9,08	5,37
	SS	16	185	57	15	263	197	3,34	129	10,83	5,15
K	DA	15	181	65	21	313	188	3,13	116	7,68	4,94
	KB	16	180	65	23	300	196	3,85	122	11,64	4,87
	OB	17	179	72	31	325	184	4,00	129	8,59	4,58
	AH	16	171	55	19	288	198	3,43	115	8,94	4,47
	TK	15	175	68	38	325	193	4,02	148	11,84	4,87
	DK	15	190	73	28	363	202	4,21	144	13,53	6,76
	CL	15	174	59	23	300	187	3,92	128	8,68	4,70
	JM	16	175	61	25	288	200	3,12	111	11,86	4,27
	TM	17	166	61	32	338	201	4,31	154	9,90	4,68
	MO	16	166	54	22	300	198	3,23	122	11,57	4,19
	UR	17	178	60	18	325	196	4,00	154	10,15	5,47
	MR	15	178	71	32	350	209	4,39	129	8,60	5,41
	DS	16	182	60	24	250	198	3,15	137	8,73	5,49
	MW	16	171	66	19	350	202	4,24	107	10,84	4,57
	KZ	17	188	69	24	325	213	3,85	146	9,60	5,29

Tab. 22b: Einzeldaten: Anthropometrie und Spiroergometrie, Feb. 85

		Alter Jahre	Größe cm	Gewicht kg	Fett mm	Leistung Watt	HFmax 1/min	VO max 1/min	V max 1/min	Lactat mmol/l	VK 1
RI	EG	17	185	77	22	450	192	5,49	195	13,84	6,84
	FH	17	191	72	16	363	190	4,78	159	8,01	5,41
	MK	17	182	69	17	400	201	4,77	167	9,28	5,24
	SR	18	173	66	23	400	193	4,85	155	15,34	5,17
	JS	18	175	70	22	400	191	4,74	178	15,17	5,13
	RT	16	185	80	33	425	201	5,34	189	10,67	6,01
RII	FB	15	176	62	17	325	193	3,87	150	12,10	5,83
	RC	16	191	88	33	475	200	5,09	183	17,60	6,04
	TD	16	171	61	33	313	205	4,17	157	14,78	4,61
	NG	15	185	66	26	400	198	3,99	148	10,48	5,42
	BJ	16	182	67	21	325	180	3,87	189	11,18	5,98
	JL	16	178	62	23	350	194	4,32	156	12,42	5,58
	BM	16	168	59	20	300	209	3,23	128	11,71	3,91
	ON	16	184	72	41	363	195	4,68	141	8,40	6,26
	MS	15	180	71	23	388	188	4,47	152	8,83	5,50
	SS	16	184	57	18	288	199	3,35	154	12,67	5,23
K	DA	16	183	65	19	313	189	3,61	155	10,62	5,01
	KB	17	181	68	24	338	198	4,07	141	11,70	5,44
	OB	18	180	72	26	350	187	4,55	150	11,37	4,88
	AH	16	172	56	19	313	197	3,64	126	11,30	4,53
	TK	16	176	70	32	300	188	3,72	148	9,45	5,34
	DK	15	191	76	28	338	201	4,16	146	11,15	6,92
	CL	15	175	60	18	300	187	3,94	133	8,15	4,71
	JM	16	175	63	21	288	201	3,31	141	14,52	4,64
	TM	17	167	63	33	350	205	4,33	160	12,77	4,89
	MO	16	166	57	24	300	191	3,38	131	12,26	4,39
	UR	17	178	62	19	338	194	3,68	152	11,31	5,58
	MR	16	179	73	36	325	205	3,78	125	8,00	5,57
	DS	16	182	61	23	263	195	3,23	124	9,58	5,66
	MW	17	172	66	23	325	201	3,50	132	11,01	4,88
	KZ	18	189	70	29	363	187	4,29	169	8,84	5,56

Tab. 23a: Einzeldaten: Systol. Blutdruck und Herzfrequenzen, Nov. 84

		RR in mmHg				Herzfrequenz in 1/min			
		Ruhe	50W	100W	150W	Ruhe	50W	100W	150W
RI	EG	135	165	165	185	48	104	115	128
	FH	135	175	200	210	63	119	132	147
	MK	155	175	200	205	49	95	120	143
	SR	150	145	155	160	59	92	106	124
	JS	160	165	185	195	64	89	102	121
	RT	145	150	180	180	59	103	116	135
RII	FB	155	145	180	190	69	108	128	152
	RC	125	140	140	165	84	103	119	133
	TD	120	155	165	150	62	106	123	143
	NG	120	140	145	155	53	100	111	141
	BJ	125	125	140	150	47	98	119	142
	JL	115	140	155	160	67	98	114	141
	BM	130	150	160	180	80	106	130	151
	ON	150	185	195	190	66	101	124	146
	MS	125	150	150	175	61	95	112	131
	SS	125	155	180	190	64	110	131	161
K	DA	130	145	160	170	68	102	120	144
	KB	115	145	145	160	53	93	114	135
	OB	120	130	135	150	62	106	127	156
	AH	115	135	155	175	68	106	127	156
	TK	120	155	175	180	52	102	117	123
	DK	120	165	165	190	56	109	126	149
	CL	125	150	170	180	71	97	110	138
	JM	135	155	155	185	80	105	128	147
	TM	110	140	135	165	77	100	116	136
	MO	125	150	155	150	75	105	139	167
	UR	130	140	145	160	58	102	126	151
	MR	140	150	170	185	65	116	134	159
	DS	125	140	170	180	54	93	130	159
	MW	140	150	170	185	51	89	112	132
	KZ	120	135	145	170	54	89	111	126

Tab. 23b: Einzeldaten: Systol. Blutdruck und Herzfrequenzen, Feb. 85

		RR in mmHg				Herzfrequenz in 1/min			
		Ruhe	50W	100W	150W	Ruhe	50W	100W	150W
RI	EG	150	160	180	190	44	88	104	115
	FH	135	165	185	210	66	101	123	138
	MK	125	160	200	210	64	104	121	140
	SR	150	145	155	160	66	97	103	121
	JS	135	160	180	185	62	88	103	119
	RT	140	170	170	195	61	98	112	129
RII	FB	130	175	170	165	79	112	126	153
	RC	130	145	155	160	85	104	119	131
	TD	135	160	180	160	70	129	145	162
	NG	120	150	155	170	51	93	127	150
	BJ	115	120	130	145	47	101	117	152
	JL	120	135	145	170	60	103	121	134
	BM	140	145	150	165	68	116	137	157
	ON	135	150	175	185	62	89	110	122
	MS	125	145	150	175	95	89	100	119
	SS	130	150	160	180	66	95	132	161
K	DA	115	165	165	170	80	112	124	150
	KB	135	125	140	160	64	100	116	137
	OB	115	115	140	145	47	94	103	117
	AH	130	150	170	170	67	109	132	161
	TK	125	150	160	190	72	106	122	145
	DK	135	155	165	180	65	107	119	134
	CL	120	155	170	180	58	97	128	138
	JM	125	150	170	175	75	120	129	162
	TM	110	145	165	170	66	104	121	134
	MO	130	125	145	150	55	97	116	141
	UR	120	145	155	165	51	104	125	146
	MR	125	160	185	200	57	117	131	153
	DS	115	150	160	190	52	97	122	150
	MW	120	145	180	195	48	101	120	144
	KZ	120	135	140	140	53	87	103	120

Tab. 24: Einzeldaten Durchblutung (in ml/100ml x min)

		Nov. 84: Arm		Bein		Feb. 85: Arm		Bein	
		Ruhe	peak	Ruhe	peak	Ruhe	peak	Ruhe	peak
RI	EG	4,3	33,0	5,3	30,9	2,5	36,6	3,1	34,2
	FH	3,0	12,0	3,9	21,9	6,1	16,5	2,8	20,1
	MK	5,5	36,0	7,6	30,6	3,4	23,7	9,0	36,0
	SR	3,9	46,5	3,1	33,0	4,9	22,8	3,3	35,1
	JS	6,2	48,6	2,4	27,3	6,7	37,8	2,7	13,5
	RT	3,4	26,1	1,6	13,2	2,9	31,2	3,4	28,5
RII	FB	7,2	31,8	5,4	26,1	4,6	33,6	4,7	34,8
	RC	3,8	20,4	1,9	19,2	4,0	15,0	5,0	27,9
	TD	5,7	16,8	8,9	37,5	5,3	25,2	8,0	26,1
	NG	3,3	30,3	1,4	13,8	9,5	33,9	2,1	17,1
	BJ	1,4	18,0	3,4	21,0	3,8	17,4	3,8	15,0
	JL	2,3	26,7	2,2	13,8	4,8	28,2	1,8	15,6
	BM	5,9	19,8	3,8	17,4	7,2	34,2	5,1	22,8
	ON	3,1	30,6	2,8	33,0	4,7	38,1	5,1	22,8
	MS	1,6	19,8	3,8	14,7	3,0	27,6	3,1	18,9
	SS	2,0	10,8	5,1	40,8	2,5	25,2	5,4	28,5
K	DA	1,0	16,8	3,8	21,6	5,5	18,6	4,7	16,8
	KB	3,3	17,7	2,6	11,4	4,1	14,7	2,3	9,6
	OB	2,3	18,6	1,4	15,3	1,7	14,1	1,4	12,9
	AH	4,8	27,6	2,1	15,3	4,6	26,7	2,3	14,4
	TK	2,5	22,8	4,5	19,5	1,9	18,0	3,4	16,2
	DK	3,2	13,2	2,8	15,9	4,8	21,0	3,5	13,2
	CL	5,8	27,0	5,1	24,6	4,1	19,5	5,9	28,8
	JM	7,8	29,6	3,8	16,5	5,6	22,2	5,3	23,7
	TM	3,7	24,6	1,9	16,4	2,7	33,6	1,8	9,9
	MO	2,1	18,0	3,0	25,5	3,9	30,0	6,0	32,7
	UR	2,3	18,0	3,9	27,0	1,4	13,2	3,4	23,4
	MR	2,0	26,1	0,9	12,3	6,8	39,0	2,0	21,6
	DS	5,0	21,9	2,6	16,2	5,4	12,9	2,6	9,0
	MW	9,9	39,9	1,9	14,4	5,1	31,5	1,3	10,1
	KZ	4,0	22,8	1,2	15,3	3,7	21,3	3,8	26,7

Tab. 25a: Einzeldaten: Max.kraft, iEMG, iEMG/Kraft: M. biceps Nov. 84

		MK in N	iEMG in µV/sec 15%	30%	50%	75%	100%	iEMG/Kraft in µV/sec x N 15%	30%	50%	75%	100%
RI	EG	380	200	303	883	1531	1937	3,12	2,63	4,28	5,21	5,94
	FH	258	128	166	306	545	964	3,04	2,40	2,45	3,01	4,14
	MK	269	178	385	762	1283	1989	3,63	4,13	5,18	6,14	8,01
	SR	356	173	320	533	1046	1200	3,04	3,11	3,57	3,98	4,45
	JS	319	263	542	1021	1483	1703	6,37	6,00	6,94	6,35	6,86
	RT	383	256	527	854	1473	2176	4,21	4,28	4,35	5,04	6,34
RII	FB	289	206	387	855	1319	1993	4,90	4,03	5,81	6,34	7,07
	RC	405	346	507	820	1502	1671	4,41	4,30	4,45	4,89	5,47
	TD	225	278	628	1310	2245	3364	7,55	8,53	11,59	14,12	17,16
	NG	245	316	295	539	1064	1260	4,64	4,16	4,57	5,78	5,70
	BJ	314	262	394	671	1216	1833	4,27	3,83	4,14	4,96	6,39
	JL	265	345	526	1126	1846	2232	6,38	5,64	7,08	8,88	10,58
	BM	270	228	313	578	992	1774	5,82	4,39	4,90	5,06	7,62
	ON	258	287	571	1135	1808	2057	6,89	5,82	7,23	8,18	7,97
	MS	311	240	424	862	1369	2509	4,07	4,24	4,95	5,82	8,90
	SS	223	171	369	598	1195	1709	4,98	5,01	5,80	7,61	9,94
K	DA	287	183	303	547	963	1818	4,14	3,43	3,71	4,79	7,42
	KB	219	196	399	650	1103	1829	6,68	6,50	5,91	6,92	8,88
	OB	321	166	363	707	1252	1570	3,39	3,70	4,81	5,49	6,40
	AH	245	257	455	895	1491	1813	5,83	6,18	7,31	8,81	9,48
	TK	250	290	457	715	1207	1908	7,44	6,21	5,95	6,31	7,72
	DK	363	195	353	632	1162	1779	3,18	3,19	3,49	4,43	5,58
	CL	245	240	383	826	1350	2119	5,44	4,59	6,45	7,34	9,39
	JM	235	253	435	707	1160	1650	8,59	7,09	6,86	7,48	8,42
	TM	319	207	333	1050	1719	2176	4,22	3,33	6,12	7,15	8,88
	MO	221	137	339	720	1121	1602	5,07	5,53	6,67	7,23	8,48
	UR	255	427	556	981	1634	2095	9,68	5,97	7,27	8,34	10,69
	MR	326	330	462	877	1425	1971	4,20	4,48	4,95	5,70	6,70
	DS	243	269	498	736	1554	1743	6,10	6,77	6,00	8,68	7,82
	MW	250	315	500	871	1821	2682	8,56	7,03	7,55	10,17	12,87
	KZ	245	190	285	572	933	1614	4,56	3,63	4,86	5,07	6,93

Tab. 25b: Einzeldaten: Max.kraft, iEMG, iEMG/Kraft: M. biceps Feb. 85

		MK	iEMG in µV/sec					iEMG/Kraft in µV/sec x N				
		in N	15%	30%	50%	75%	100%	15%	30%	50%	75%	100%
RI	EG	324	160	359	700	1161	2350	3,27	3,32	4,40	4,78	6,30
	FH	280	168	279	555	950	1598	3,82	3,24	3,83	4,77	6,57
	MK	314	223	461	740	1464	1750	4,74	4,95	5,03	6,28	6,55
	SR	316	184	360	688	1134	1450	3,54	3,94	4,44	4,83	5,37
	JS	348	268	707	1143	1375	1562	4,34	5,88	6,21	5,29	5,89
	RT	343	241	491	898	1500	2300	3,95	4,09	4,75	5.51	6,80
RII	FB	258	250	430	912	1615	2125	5,68	5,00	6,42	7,92	9,62
	RC	380	277	407	897	1468	1945	4,69	3,54	4,21	5,21	6,34
	TD	277	288	465	993	2409	3320	7,77	6,28	7,76	12,11	14,69
	NG	255	185	328	520	900	1218	5,00	4,43	4,00	4,64	5,56
	BJ	319	273	420	861	1270	1316	4,48	3,89	4,68	5,02	4,40
	JL	275	268	482	883	1583	2200	5,47	4,59	5,29	7,16	10,09
	BM	292	168	291	493	900	1577	5,25	3,83	4,11	4,64	6,44
	ON	292	309	580	1130	1630	1821	7,02	6,06	6,89	7,21	6,87
	MS	338	303	612	982	2100	3118	6,18	5,83	6,68	8,14	9,87
	SS	240	223	384	597	895	1761	6,03	5,05	5,69	6,09	9,08
K	DA	287	189	330	600	895	1258	3,50	3,29	3,95	4,11	5,52
	KB	275	282	500	877	1608	2073	6.40	6,41	6,18	8,00	8,53
	OB	351	232	495	875	1385	1485	3,93	4,38	5,03	5,77	6,51
	AH	235	185	348	702	1153	1634	4,74	4,70	6,83	7,34	8,65
	TK	275	248	443	814	1385	1855	5,28	5,68	6,03	7,25	8,07
	DK	387	463	564	1040	1908	2114	5,13	4,51	5,45	7,07	7,83
	CL	287	216	375	800	1086	1584	4,91	4,81	5,63	5,54	7,01
	JM	262	287	430	875	1525	2332	7,76	5,81	7,11	7,78	10,55
	TM	282	216	353	695	1466	1853	4,94	4,10	4,79	6,72	7,95
	MO	272	105	384	650	1302	1598	3,09	5,19	5,08	6,85	7,99
	UR	260	443	462	802	1743	2202	9,54	5,37	5,94	8,89	11,23
	MR	356	250	500	774	1500	2073	4,63	4,76	4,50	5,88	6,50
	DS	255	221	435	750	1425	1811	5,02	5,06	5,77	8,05	8,71
	MW	267	205	417	818	1410	2180	4,36	5,02	5,76	7,09	10,33
	KZ	280	209	323	471	858	1295	4,75	3,67	3,49	4,54	4,59

Tab. 26a: Einzeldaten: Max.kraft, iEMG, iEMG/Kraft: M. rectus Nov. 84

		MK in N	iEMG in µV/sec 15%	30%	50%	75%	100%	iEMG/Kraft in µV/sec x N 15%	30%	50%	75%	100%
RI	EG	584	160	285	762	1307	1742	1,55	1,57	2,51	2,87	3,53
	FH	392	176	228	373	661	916	2,56	1,85	1,90	2,45	3,01
	MK	380	86	158	445	859	1166	1,17	1,28	2,33	3,10	3,40
	SR	638	63	115	304	705	640	0,53	0,58	0,97	1,60	1,21
	JS	677	127	283	585	1085	1135	1,15	1,42	1,74	2,19	2,13
	RT	628	104	206	400	871	1069	0,95	1,00	1,21	1,75	1,86
RII	FB	456	80	210	450	780	1043	1,31	1,56	1,93	2,36	2,58
	RC	552	68	154	373	864	1290	0,82	0,94	1,38	2,04	2,77
	NG	488	100	171	350	740	920	1,23	1,16	1,50	2,01	2,21
	JL	478	87	168	643	1212	1834	0,96	0,99	2,26	3,16	4,20
	BM	491	100	160	355	797	948	1,85	1,23	1,52	2,24	1,98
	ON	454	121	183	502	808	1108	1,54	1,20	2,11	2,30	2,44
	MS	479	105	180	445	1159	1487	1,30	1,15	1,91	3,33	3,91
	SS	356	70	145	345	687	987	1,30	1,31	1,88	2,66	3,30
K	DA	427	75	130	343	540	685	1,13	1,02	1,55	1,74	1,80
	KB	378	68	166	373	814	1100	1,32	1,54	2,03	3,07	3,56
	OB	503	65	159	440	866	1185	0,83	1,03	1,80	2,43	2,76
	AH	424	87	140	307	594	758	1,54	1,22	1,57	2,07	2,12
	TK	530	122	239	600	1130	1390	1,42	1,59	2,18	2,97	3,15
	DK	579	138	206	486	819	860	1,36	1,12	1,77	1,90	1,89
	CL	392	176	204	485	728	1003	2,18	1,59	2,44	2,58	2,73
	JM	392	58	135	318	705	1133	1,03	1,22	1,68	2,46	3,26
	TM	535	133	243	416	741	1080	1,69	1,41	1,51	1,81	2,14
	MO	493	96	144	356	750	1418	1,26	0,98	1,45	2,12	3,01
	UR	432	87	150	311	544	757	1,48	1,22	1,51	1,77	1,82
	MR	657	118	237	363	762	990	1,15	1,14	1,20	1,52	1,68
	DS	503	55	161	321	820	991	0,70	1,13	1,31	2,23	2,22
	MW	466	122	205	421	707	810	1,66	1,44	1,81	2,18	2,04
	KZ	488	135	243	644	854	1170	1,78	1,62	2,63	2,37	2,58

Tab. 26b: Einzeldaten: Max.kraft, iEMG, iEMG/Kraft: M. rectus Feb. 85

		MK in N	iEMG in µV/sec 15%	30%	50%	75%	100%	iEMG/Kraft in µV/sec x N 15%	30%	50%	75%	100%
RI	EG	672	179	382	992	1400	2068	1,66	1,77	2,89	2,78	3,51
	FH	407	139	223	323	561	740	2,17	1,81	1,55	1,94	1,89
	MK	400	86	155	358	697	1168	1,34	1,48	1,83	2,47	3,07
	SR	662	57	114	362	614	860	0,52	0,55	1,06	1,22	1,59
	JS	643	129	236	605	898	1093	1,17	1,24	1,78	1,88	2,12
	RT	778	120	250	606	1034	1516	1,02	1,06	1,55	1,83	2,38
RII	FB	387	109	225	580	1050	1293	1,85	1,91	2,72	3,66	3,83
	RC	785	116	232	582	954	988	0,83	0,93	1,43	1,69	1,87
	NG	592	190	200	525	726	869	1,98	1,11	1,79	1,74	2,08
	JL	510	90	185	516	1050	2025	0,82	1,09	2,04	2,71	4,38
	BM	613	143	220	525	611	1032	1,88	1,38	1,82	1,78	1,85
	ON	503	114	195	464	616	824	1,25	1,28	1,80	1,59	1,72
	MS	478	95	134	418	845	1525	1,56	1,09	1,79	2,37	3,66
	SS	334	79	159	384	597	1057	1,61	1,54	2,34	2,52	3,54
K	DA	397	118	150	300	505	655	1,79	1,25	1,47	1,79	2,02
	KB	510	88	223	700	1168	1920	1,19	1,52	2,75	3,17	4,40
	OB	515	84	177	575	958	1061	0,86	1,00	2,23	2,52	2,56
	AH	441	114	157	273	595	984	1,54	1,16	1,33	2,02	2,38
	TK	618	173	328	600	1353	1453	1,77	1,78	2,05	3,10	2,88
	DK	620	120	245	525	817	900	1,17	1,23	1,65	1,78	1,75
	CL	505	125	245	475	745	1010	1,54	1,67	1,94	2,25	2,49
	JM	510	86	164	643	963	1753	1,16	1,15	2,63	2,85	4,83
	TM	503	143	225	185	550	685	1,83	1,43	0,94	1,51	1,40
	MO	569	64	141	353	650	1282	0,74	0,82	1,15	1,52	2,37
	UR	584	93	157	384	1009	1037	1,00	0,94	1,42	2,44	2,37
	MR	603	122	241	486	766	853	1,18	1,18	1,54	1,64	1,58
	DS	530	68	179	411	905	823	0,86	1,23	1,64	2,31	2,17
	MW	564	108	307	529	900	1023	1,16	1,73	1,77	2,18	1,83
	KZ	387	100	170	395	584	916	1,69	1,44	2,07	2,07	2,37

Tab. 27a: Einzeldaten: Max.kraft, iEMG, iEMG/Kraft: M. vastus Nov. 84

		MK in N	iEMG in µV/sec 15%	30%	50%	75%	100%	iEMG/Kraft in µV/sec x N 15%	30%	50%	75%	100%
RI	EG	584	104	180	447	687	1076	1,01	0,99	1,47	1,51	2,18
	FH	392	98	190	340	580	733	1,43	1,54	1,73	2,15	2,41
	MK	380	56	123	229	400	600	0,79	1,00	1,20	1,44	1,75
	SR	638	33	54	93	159	123	0,28	0,27	0,30	0,36	0,23
	JS	677	150	304	587	876	995	1,36	1,53	1,75	1,77	1,87
	RT	628	68	157	316	737	971	0,62	0,76	0,95	1,48	1,69
RII	FB	456	48	154	225	373	421	0,80	1,14	0,97	1,13	1,04
	RC	552	62	130	295	512	766	0,74	0,79	1,09	1,21	1,64
	NG	488	64	128	323	612	807	0,79	0,87	1,39	1,66	1,94
	JL	478	114	200	648	1074	1550	1,26	1,18	2,28	2,80	3,55
	BM	491	66	183	387	668	889	1,22	1,41	1,66	1,88	1,86
	ON	454	93	190	419	605	809	1,18	1,25	1,76	1,72	1,78
	MS	479	70	176	387	865	1240	0,87	1,12	1,66	2,49	3,30
	SS	356	83	168	320	483	557	1,54	1,53	1,74	1,87	1,86
K	DA	427	57	126	291	427	505	0,86	0,98	1,32	1,37	1,33
	KB	378	56	110	319	614	821	1,09	1,02	1,73	2,32	2,66
	OB	503	43	114	364	756	1053	0,55	0,74	1,49	2,12	2,45
	AH	424	16	48	85	164	185	0,28	0,42	0,43	0,57	0,52
	TK	530	37	144	359	658	906	0,43	0,96	1,31	1,73	2,05
	DK	579	59	153	320	669	690	0,58	0,83	1,16	1,55	1,52
	CL	392	50	125	210	357	594	0,62	0,98	1,06	1,27	1,61
	JM	392	35	93	144	223	354	0,62	0,84	0,76	0,78	1,02
	TM	535	42	96	156	285	396	0,54	0,56	0,57	0,70	0,78
	MO	493	41	73	136	253	433	0,54	0,50	0,56	0,72	0,92
	UR	432	28	80	191	248	397	0,48	0,65	0,93	0,82	0,95
	MR	657	50	137	252	625	898	0,49	0,66	0,83	1,25	1,52
	DS	503	80	143	326	548	585	1,00	0,97	1,33	1,49	1,31
	MW	466	128	228	424	619	733	1,74	1,61	1,82	1,91	1,85
	KZ	488	15	113	229	390	829	0,20	0,75	0,93	1,08	1,83

Tab. 27b: Einzeldaten: Max.kraft, iEMG, iEMG/Kraft: M. vastus Feb. 85

		MK in N	iEMG in µV/sec 15%	30%	50%	75%	100%	iEMG/Kraft in µV/sec x N 15%	30%	50%	75%	100%
RI	EG	672	157	262	608	1040	1400	1,45	1,21	1,77	2,07	2,38
	FH	407	128	187	316	511	923	2,00	1,52	1,52	1,77	2,35
	MK	400	55	95	150	261	441	0,86	0,90	0,77	0,93	1,16
	SR	662	20	48	84	143	153	0,18	0,23	0,24	0,28	0,28
	JS	643	120	209	482	653	823	1,09	1,09	1,42	1,37	1,60
	RT	778	79	200	425	990	1440	0,67	0,85	1,08	1,74	2,26
RII	FB	387	34	70	145	270	360	0,58	0,59	0,68	0,94	1,07
	RC	785	109	218	468	809	857	0,78	0,87	1,15	1,43	1,63
	NG	592	82	239	554	779	995	0,85	1,33	1,88	1,87	2,39
	JL	510	97	166	383	605	1093	0,88	0,98	1,51	1,56	2,37
	BM	613	77	203	445	543	811	1,01	1,28	1,54	1,58	1,46
	ON	503	89	205	453	586	738	0,98	1,35	1,76	1,51	1,54
	MS	478	50	118	388	680	1075	0,82	0,96	1,67	1,91	2,58
	SS	334	53	116	232	320	541	1,08	1,13	1,41	1,34	1,81
K	DA	397	53	102	218	350	379	0,80	0,85	1,07	1,24	1,17
	KB	510	55	168	427	543	948	0,74	1,14	1,67	1,47	2,12
	OB	515	61	182	470	850	1041	0,62	1,03	1,82	2,24	2,51
	AH	441	40	66	116	202	291	0,54	0,49	0,56	0,69	0,71
	TK	618	63	190	370	775	946	0,64	1,03	1,27	1,77	1,87
	DK	620	52	132	280	604	681	0,50	0,66	0,88	1,32	1,33
	CL	505	46	123	258	395	470	0,57	0,84	1,05	1,19	1,16
	JM	510	62	114	261	405	625	0,84	0,80	1,07	1,20	1,72
	TM	503	28	50	65	180	243	0,36	0,32	0,33	0,49	0,49
	MO	569	50	116	261	407	704	0,58	0,67	0,85	0,95	1,30
	UR	584	68	136	300	642	734	0,73	0,81	1,11	1,55	1,68
	MR	603	68	230	355	623	745	0,66	1,13	1,12	1,33	1,38
	DS	530	91	159	394	718	643	1,15	1,10	1,57	1,83	1,69
	MW	564	88	245	439	777	1030	0,95	1,38	1,47	1,89	1,84
	KZ	387	15	56	187	312	766	0,25	0,47	0,98	1,11	1,98

7. LITERATURVERZEICHNIS

1 ADAM,K.: (1982) Kleine Schriften zum Rudertraining. Schriftenreihe des Bundesausschusses Leistungssport, Trainerbibliothek, Bd. 22, 1. Aufl., Bartels u. Wernitz, Berlin-München-Frankfurt

2 ADAM,K.: (1964) Anleitung zum Krafttraining. Schriftenreihe des Ausschusses zur wissenschaftlichen und methodischen Förderung des Leistungssports im NOK für Deutschland, Buch= und Presse= Vertrieb Hilden

3 ADAM,K., J.V. Werschoshanskij: (1975) Modernes Krafttraining im Sport. Schriftenreihe des Bundesausschusses Leistungssport, Trainerbibliothek, Bd. 4, 2.Aufl., Bartels u. Wernitz, Berlin

4 ANSCHÜTZ,F.: (1970) Über die Zuverlässigkeit der auskultatorisch ermittelten Blutdruckwerte unter körperlicher Belastung. Fortschr. Med. 88, 1391-1394

5 AMATEUR ROWING ASSOCIATION: Training in rowing by the national coaches of the Amateur Rowing Association (Publikation des Verbandes ohne Angabe einer Jahreszahl)

6 BACHMANN,K.: (1969) Probleme der Blutdruckmessung. Sportarzt und Sportmed. 7, 272-281

7 BALLE,W., E. Beikert, J. Vos: (1983) Elektromyographische Untersuchungen der Koordination im Ruderschlag bei einem Ausdauertest von Eliteruderern. Leistungssport 6, 43-45

8 BERG,A., J. Keul: (1985) Kurz= und langfristige Anpassungsvor gänge an Krafttraining. In: Grundlagen des Maximal= und Schnellkrafttrainings, M. Bührle (Hrsg.) BISP Bd. 56 Verlag Karl Hofmann, Schorndorf

9 BIGLAND,B., O.C.J. Lippold: (1954) The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscle. J. Physiol. (London) 123, 214-224

10 BOUISSET,S., F. Goubel: (1973) Integrated electromyographical activity and muscle work. J. appl. Physiol. 35, 695-702

11 BÜHRLE,M., D. Schmidtbleicher: (1981) Komponenten der Maximal= und Schnellkraft. Sportwissenschaft 11, 11-27

12 BÜHRLE,M., D. Schmidtbleicher, H. Messel: (1983) Die spezielle Diagnose der einzelnen Kraftkomponenten im Hochleistungs= sport. Leistungssport 3, 11-16

13 BÜHRLE,M., E. Werner: (1985) Das Muskelquerschnittstraining der Bodybuilder. In: Grundlagen des Maximal= und Schnellkraft= trainings, M. Bührle (Hrsg.) BISP Bd. 56 Verlag Karl Hofmann, Schorndorf

14 CAESAR,K., K. Bader, D. Jeschke: (1972) Entstehung und Rück= bildung von Veränderungen in der Extremitätendurchblutung während und nach einer Trainingsperiode. Med. Welt 23, 1110-1114

15 CAESAR,K., M. Neher, P. Schollmeyer, E. Stein: (1968) Veränderungen der Ruhedurchblutung, der reaktiven Hyperämie und der Durchblutung nach Belastung in der Unterarmmuskulatur im Verlauf eines isometrischen Trainings. Z. Kreisl. Forsch. 58, 345-351

16 CRIQUI,M.H., W.L. Haskell, G. Heiss, H.A. Tyroler, P. Green, C.J. Rubenstein: (1983) Predictors of systolic blood pressure to treadmill exercise: the lipid research clinics programm prevalence study. Circulation 68, 225-233

17 DLIN,R.A., N. Hanne, D. Silverberg, O. Bar-Or: (1983) Follow up of normotensive men with exaggerated blood pressure response to exercise. Am Heart J. 106, 316-320

18 EDWARDS,R.G., O.C.J. Lippold: (1956) The relation between force and iEMG in fatigued muscle. J. of Physiol. 132, 677

19 FAGARD,R.: (1985) Habitual physical activity, training and blood pressure in normo= and hypertension. Int.J.Sports.Med. 6, 57-67

20 FRIEDEBOLD,G., W. Nüssgen, H. Stoboy: (1957) Die Veränderungen der el. Aktivität der Skelettmuskulatur unter den Bedingungen eines isometrischen Trainings. Z.ges.exp.Med. 129, 401-411

21 FRITSCH,W., V. Nolte: (1981) Rudern. Beiheft zu Leistungssport, Informationen zum Training. Bundesausschuß Leistungssport, Bartels u. Wernitz, Berlin

22 GJESSING,E.T.: (1979) Muskeltätigkeit und Bewegungsverlauf beim Rudern - eine Kraftanalyse. In: 8. FISA Trainercolloquium in Tata (Ungarn)

23 GOLLNICK,P.D., R.B. Armstrong, B. Saltin, C. Saubert, W. Sembrowich, R.E. Shepherd: (1973) Effect of training on enzyme activity and fiber composition of human sceletal muscle. J.appl.Physiol. 34, 107-111

24 GRAF,K.: (1964) Auswertung und Meßfehler okklusionsplethysmo= graphischer Durchblutungsregistrierungen. Acta physiol. scand. 60, 120-135

25 GROH,H.: (1973) Einige grundsätzliche Fragen zur Muskelkraft= messung. Sportarzt u. Sportmed. 11, 248

26 HANNERZ,J.: (1974) Discharge properties of motor units in relation to recruitment order in voluntary contraction. Acta physiol. scand. 91, 374-384

27 HECK,H., R. Rost, W. Hollmann: (1984) Normal values for blood pressure in bicycle ergometry. In: Progress in ergometry: Quality control and test criteria. Ed. by H. Löllgen and H. Mellerowicz, Springer-Verlag

28 HERBERGER,H: (1977) Rudern. Autorenkollektiv unter der Leitung von E. Herberger, Sportverlag Berlin

29 HETTINGER,Th.: (1979) Anpassungserscheinungen des Organismus beim Krafttraining. In: 3. Sportmed. Seminar, Württemberg. Landessportbund u. Sportärzteschaft Württemberg

30 HETTINGER,Th.: (1983) Isometrisches Muskeltraining. 5.Aufl., Thieme, Stuttgart

31 HICKSON,R.: (1980) Interference of strength development by simultaneously training for strength and endurance Eur.J.Appl.Physiol. 45, 255-263

32 HOLLMANN,W.: (1977) (Hrsg.) Zentrale Themen der Sportmedizin 2.Aufl., Springer, Berlin-Heidelberg-New York

33 HOLLMANN,W., Th. Hettinger: (1980) Sportmedizin - Arbeits= und Trainingsgrundlagen. 2.Aufl., Schattauer, Stuttgart-New York

34 HOSHIKAWA,T., H. Matsui, H. Miyashita: (1973) Analysis of running pattern in relation to speed. In. Medicine and Sport Vol. 8, Biomechanics III, 342-348, Karger, Basel

35 HOWALD,H.: (1985) Morphologische und funktionelle Veränderungen der Muskelfasern durch Training. In: Grundlagen des Maximal= und Schnellkrafttrainings, M. Bührle (Hrsg), BISP, Bd. 56, Karl Hofmann, Schorndorf

36 JESCHKE,D., H. Heitkamp, R. Locher, D. Schneider, W. Zintl: (1981) Aerobe Kapazität und anaerobe Schwelle bei unter= schiedlichen Belastungsmethoden auf dem Fahrradergometer. In: 4. Internat. Seminar für Ergometrie, Berlin

37 KARLSSON,J., A. Holmgren, D. Linnarson, H. Aström: (1984) OBLA exercise stress testing in health and disease. In: Progess in ergometry: Quality control and test criteria. Ed. by H. Löllgen and H. Mellerowicz, Springer-Verlag

38 KEELE,C.A., E. Neil, N. Joels: Samson Wrights applied physiology. Oxford medical publications, 13. Ausg.

39 KEUL,J., W. Kindermann, G. Simon: (1978) Die aerobe und anaerobe Kapazität als Grundlage für die Leistungs= diagnostik. Leistungssport 1, 22-32

40 KIRSTEN,G.: (1963) Der Einfluß isometrischen Muskeltrainings auf die Entwicklung der Muskelkraft Jugendlicher. Int.Z.angew.Physiol., 19, 387-402

41 KOCH,P.: (1983) Die Muskulatur des Leistungssportlers. In: Beiträge zur Sportmedizin, Bd. 16, W. Hort und R. Flöthner (Hrsg.), perimed-Verlag, Erlangen

42 KOMI,P.V.: (1975) Faktoren der Muskelkraft und Prinzipien des Krafttrainings. Leistungssport 1, 3-16

43 KRAMER,H.: (1977) Zur Beziehung zwischen bioelektrischer und mechanischer Muskelaktivität bei isometrischen Muskel kontraktionen. Medizin u. Sport, 6, 169

44 KRAMER,H., D. Bräuer: (1972) Über die Zuverlässigkeit elektro= myographischer Messungen mittels Oberflächenelektroden. Acta biol.med.germ. 29, 381-388

45 KRAMER,H., G. Küchler: (1972) Die Beeinflussung des mittels Oberflächenelektroden abgeleiteten EMG durch ableittech= nische Variablen. Teil I und II. Acta biol.med.germ. 28, 481-496

46 KROESE,A.J.: (1977) Reactive hyperaemia in the calf of trained and untrained subjects: a study with strain gauge plethysmo= graphy. Scand.J.clin.Lab.Invest. 37, 111-115

47 LAURIG,W., W. Rohmert: (1968) Zeitliche Veränderungen von Ober= flächen-EMG bei statischer und einseitiger Muskelarbeit. In: Muskelarbeit und Muskeltraining. W. Rohmert (Hrsg.), Bd. 22, Schriftenreihe Arbeitsmedizin, Gentner, Stuttgart

48 LETZELTER,M.: (1978) Trainingsgrundlagen. rowolth Taschenbuchverlag, Hamburg

49 LIPPOLD,O.C.J.: (1952) The relation between integrated action= potentials in a human muscle and its isometric tension. J. Physiol. 117, 492-499

50 MADER,A., W. Hollmann: (1977) Zur Bedeutung der Stoffwechsel= leistungsfähigkeit des Eliteruderers im Training und Wett= kampf. In: Beiheft zu Leistungssport 3, 8-62

51 MAIDORN,K.: (1981) Arterial pressure in ergometric performance. In: Ergometry: Basis of medical exercise testing. Ed. by H. Mellerowicz and V.N. Smodlaka, Urban u. Schwarzenberg

52 MAREES,H. de, K. Barbey: (1973) Änderung der peripheren Durchblutung durch Ausdauertraining. Z. für Kardiologie 62, 653-663

53 MARTIN,D.: (1979) Grundlagen der Trainingslehre Teil I 2.Aufl., Verlag K. Hofmann, Schorndorf

54 MATTHES,D., P. Schütz,: (1978) Unterschiede zwischen indirekt und direkt ermittelten Blutdruckwerten. Med. Klin. 11, 371-376

55 MELLEROWICZ,H.: (1979) Ergometrie. 3.Aufl., Urban u. Schwarzenberg, München-Wien-Baltimore

56 MELLEROWICZ,H., W. Meller: (1978) Training. 3.Aufl., Springer, Berlin-Heidelberg-New York

57 NIERLICH,I.: (1979) Untersuchung der elektrischen Aktivität des M. biceps brachii bei statischen und dynamischen Muskel= kontraktionen. Inaugural-Dissertation, Berlin

58 NOWACKI,P.: (1977) Sportmedizinische und leistunsphysiologische Aspekte des Ruderns. In: Rudertraining. Limpert-Verlag

59 PHILIPPI,H., W. Hollmann: (1973) Über den Effekt lokal aeroben Trainings auf die muskuläre Durchblutung Sportarzt u. Sportmed., 30-36

60 RAU,G., J. Vredenberg: (1973) EMG-Force relationship during voluntary static contraction (M. biceps). In: Medicine and Sport, Vol. 8, Biomechanics III, Karger, Basel

61 ROST,R.: (1977) Kreislaufreaktion und =adaption unter körper= licher Belastung. Fortschr. Med. 11, 718-722

62 RUDOFSKY,G., J. Gutmann: Venen-Verschlußplethysmographie. In: Eurasburger Berichte zu Themen der Angiologie und Kardiologie, J. Gutmann (Hrsg.)

63 SCHRÖDER,W.: (1966) Nutritive und nicht nutritive Skelett= muskeldurchblutung. Arch. Kreisl.-Forsch. 49, 36-49

64 SELTZER,C.C., J. Mayer: (1967) Greater reliability of the triceps skin fold over the subscapular skin fold as an index of obesity. Amer.J.of clinical nutritition 9, 950-953

65 STEINACKER,J.M.: (1983) Die Ruderergometrie als eine Methode der sportartspezifischen Leistungsdiagnostik. Dt. Zeitschr. f. Sportmedizin 11, 333-342

66 STOBOY,H.: (1980) Die mechanischen Eigenschaften des Muskels und seine Kontraktionen. In: Orthopädie in Praxis und Klinik 1. Allgemeine Orthopädie. A.N. Witt (Hrsg.) Thieme-Verlag, Stuttgart-New York

67 STOBOY,H.: (1982) Wissenschaftliche Grundlagen des Krafttrainings. In: 11. FISA Trainer Colloquium in Papendal, Philler-Verlag, Minden

68 STOBOY,H., G. Friedebold: (1965) Aktuelle Umfangsänderung des Skelettmuskels und elektrische Aktivität während eines isometrischen Trainings. Sportarzt u. Sportmed. 16, 205

69 STOBOY,H., G. Friedebold: (1973) Changes of electrical activity of actual circumference of thigh during contraction and of strength endurance product during isometric training in functional and organic muscle atrophy. In: Medicine and Sport, Vol. 8, Biomechanics III, Karger (Hrsg.), Basel

70 STOBOY,H., W. Nüssgen, G. Friedebold: (1959) Das Verhalten der motorischen Einheiten unter den Bedingungen eines isometri= schen Trainings. Int.Z.angew. Physiol. 17, 391-399

71 STÖHR,M., M. Bluthardt: Atlas der klinischen Elektro= myographie und Neurographie.

72 THORSTENSSON,A., L. Larsson, P. Tesch, J. Karlsson: (1977) Muscle strength and fiber composition in athletes and sedentary men. Med. and Science in Sports, 9, 26-30

73 THORSTENSSON,A., J.H.T. Viitaslo, P. Luhtanen, P.V. Komi: (1976) Effect of strength training on EMG of human sceletal muscle. Acta Physiol. Scand. 98, 232-236

74 TREUMANN,F., W. Schröder: (1968) Trainingseinfluß auf Muskel= durchblutung und Herzfrequenz. Z. Kreislauf-Forsch. 57, 1024

75 VOS,J.: (1982) Kraftmessungen im Rudern, spezielle Grundsätze beim Training, Krafttraining der Ruderer. In: 11. FISA Trainercolloquium in Papendal, Philler, Minden

76 VRIES,H.A. de: (1968) Efficiency of electrical activity as a physiological measure of functional state of muscle tissue. Amer.J.phys. Med. 47, 10-22

77 WARMOLTS,J.R., W.K. Engel: (1972) Open-biopsy electromyography. Arch. Neurol. (Chicago) 27, 512-517

78 WEIDEMANN,H. G. Hagemann: (1976) Vergleichende Dynamometrie der Arm= und Beinmuskulatur bei 200 Hochleistungssportlern aus Kraft= und Ausdauersportarten und 80 untrainierten Nor= malpersonen. Sportarzt u. Sportmed. 7, 146-154 u. 8, 174-178

Herrn Prof. Dr. D. Jeschke danke ich für die Unterstützung und Betreuung beim Entstehen dieser Arbeit

Ferner danke ich dem Labor der sportmedizinischen Abteilung der Universität Tübingen, insbesondere Frau Besold und Frau Baumhauer, sowie den Ärzten Dr. H. Heitkamp und Dr. K. Baur für die Durchführung der Spiroergometrie.

Dank auch an die teilnehmenden Probanden.

LEBENSLAUF

Am 24. Januar 1960 wurde ich, Wolfgang Birkner, als 2. Sohn des Ingenieurs Eugen Birkner und seiner Frau Irma Birkner, geb. Schneiderhan, in Stuttgart geboren.

Ich besuchte das Kepler-Gymnasium in Tübingen, wo ich 1979 das Abitur ablegte.

Von Juli 1979 bis September 1980 leistete ich meinen Grundwehrdienst in Böblingen ab.

Im Sommersemester 1981 begann ich mein Medizin-Studium an der Eberhard-Karls-Universität in Tübingen. Die Ausbildung im Rahmen des Praktischen Jahres erhielt ich am Städtischen Krankenhaus in Friedrichshafen (Innere Medizin und Anästhesie). Den Chirurgie-Teil des Praktischen Jahres absolvierte ich am Alfred Hospital in Melbourne, Australien.

Seit 1975 betreibe ich die Sportart Rudern. Mein größter Erfolg war dabei das Erringen der Weltmeisterschaft im Leichtgewichts-Vierer ohne Steuermann 1985 im belgischen Hazewinkel.

Am 11.5. 1987 bestand ich den dritten Abschnitt der ärztlichen Prüfung.